

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Analýza a modelování elektrofyzilogického principu srdeční
činnosti a pulzního modelu krevního oběhu**
**Analysis and Modeling of Cardiac Electrophysiologic Principle
of Pulse and Blood Circulation Model**

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Darina Friedmannová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Analýza a modelování elektrofyziologického principu srdeční činnosti a pulzního modelu krevního oběhu**
Analysis and Modeling of Cardiac Electrophysiologic Principle of Pulse and Blood Circulation Model

Zásady pro vypracování:

1. Studium problematiky elektrofyziologického principu srdeční činnosti a krevního oběhu.
2. Vytvoření matematického modelu elektrofyziologického principu srdeční činnosti a pulzního modelu krevního oběhu.
3. Návrh a realizace funkčního sw modelu elektrofyziologického principu srdeční činnosti a pulzního modelu krevního oběhu.
4. Návrh a realizace funkčního uživatelského rozhraní pro práci s modelem.
5. Ověření funkčnosti vytvořeného modelu.
6. Vytvoření laboratorní úlohy dle šablon a standardů BME VŠB – TUO v českém a anglickém jazyce včetně vzorového protokolu.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KITTNAR, Otomar et al. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011. 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [2] O'ROURKE, Robert A., Richard A. WALSH a Valentí FUSTER. *Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi*. 1. české vyd. Překlad Hana POSPÍŠILOVÁ. Praha: Grada, 2010. xxxi, 767 s. ISBN 978-80-247-3175-9.
- [3] PENHAKER, Marek, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařská kybernetika*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. 80 s. ISBN 978-80-248-1561-9.
- [4] KITTNAR, Otomar a Mikuláš MLČEK. *Atlas fyziologických regulací: 329 schémat*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 316 s. ISBN 978-80-247-2722-6.
- [5] ECK, Vladimír a Miroslav RAZÍM. *Biokybernetika*. Vyd. 1. Praha: ČVUT, Elektrotechnická fakulta, 1996. 155 s. ISBN 8001014452, 9788001014455. Dostupné také z: <http://cw.felk.cvut.cz/lib/exe/fetch.php/courses/a6m33mos/biokybskripta.pdf>.
- [6] WIJK VAN BRIEVINGH, Rogier P. a Dietmar MÖLLER. *Biomedical modeling and simulation on a PC: a workbench for physiology and biomedical engineering*. New York: Springer-Verlag, c1993. xvi, 517 p. ISBN 0-387-97650-7, 9783540976509.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

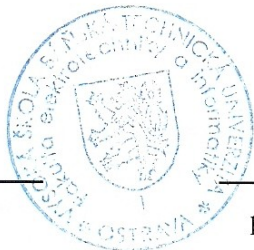
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že tuto diplomovou práci jsem vypracovala samostatně. V práci jsou uvedeny všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala

Darina Friedmannová
.....
Darina Friedmannová

Datum odevzdání diplomové práce:

V Ostravě

dne 7. 5. 2013

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Martinu Augustynkovi, za poskytnuté odborné konzultace a rady. Dále pak také panu MuDr. Františkovi Jurkovi, za informace týkající se fyziologie srdce a krevního oběhu. V neposlední řadě můj velký dík patří všem, kteří mi byli oporou.

Abstrakt

Tématem této diplomové práce je analýza a modelování elektrofyzilogického principu srdeční činnosti a pulzního modelu krevního oběhu. Práce je teoreticko-aplikačního charakteru. V teoretické části je objasněna stavba a činnost kardiovaskulárního systému. Zároveň je zde teoreticky popsán matematický model, který byl vytvořen v programu Matlab, v části Simulink. Praktická část obsahuje vytvoření pulzního modelu krevního oběhu v programu Simulink a jeho ovládání pomocí grafického rozhraní GUI. Aplikační část obsahuje také dvě laboratorní úlohy na toto téma, vytvořené pro studenty prvních a čtvrtých ročníků vysoké školy.

Klíčová slova

Srdeční činnost, krevní oběh, pulzní model, tlak v kardiovaskulárním systému, objem v kardiovaskulárním systému, matlab, simulink, GUI

Abstract

The topic of this thesis is the analysis and modelling of electrophysiological principle of heart activity and of a pulse model of bloodstream. The thesis has theoretical and application character. In the theoretical part, the structure and activity of the cardiovascular system are explained. At the same time, a mathematical model is described theoretically here, which was created in the programme Matlab, in in the part of Simulink. The practical part contains creation of a pulse model of bloodstream in the programme of Simulink and its operating using a graphical interface GUI. Application part also includes two laboratory assignments on this topic, created for the students of the first and fourth years of university.

Key words

Heart activity, bloodstream, pulse model, pressure in the cardiovascular system, volume in the cardiovascular system, Matlab, Simulink, GUI

Obsah

Úvod	- 1 -
1 FYZIOLOGICKÝ ÚVOD.....	- 2 -
1.1 ŘÍZENÍ SRDEČNÍ ČINNOSTI.....	- 4 -
1.2 ŘÍZENÍ SYSTÉMOVÉ CÍRKULACE.....	- 5 -
1.3 MÍSTNÍ REGULAČNÍ MECHANISMY	- 6 -
1.4 CELKOVÉ REGULAČNÍ MECHANISMY	- 7 -
2 MATEMATICKÝ MODEL ELEKTROFYZIOLOGICKÉHO PRINCIPU SRDEČNÍ ČINNOSTI A PULZNÍHO MODELU KREVNIHO OBĚHU	- 8 -
2.1 POPIS PULZACE SRDCE.....	- 8 -
2.2 POPIS CHLOPNÍ	- 9 -
2.3 POPIS TOKU TEPNAMI.....	- 10 -
2.4 POPIS ŽIL	- 10 -
3 SOFTWAREVÁ REALIZACE MODELU	- 11 -
3.1 MODEL SRDEČNÍ ČINNOSTI A PULZNÍ MODEL KREVNIHO OBĚHU	- 11 -
3.2 POPIS JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ V SIMULINKU	- 12 -
3.3 ZÁKLADNÍ ROVNICE PRO POPIS PRAVÉ A LEVÉ SÍŇ SRDEČNÍ	- 14 -
3.3.1 Pravá síň	- 15 -
3.3.2 Levá síň	- 17 -
3.4 ZÁKLADNÍ ROVNICE PRO POPIS MECHANISMU PRAVÉ A LEVÉ KOMORY ..	- 19 -
3.4.1 Pravá komora.....	- 20 -
3.4.2 Levá komora.....	- 21 -
3.4.3 Tok mezi pravou síní a pravou komorou.....	- 23 -
3.4.4 Tok mezi levou síní a levou komorou	- 24 -
3.4.5 Plícnice	- 24 -
3.4.6 Aorta.....	- 25 -
3.4.7 Systémové tepny, kapiláry a žíly.....	- 26 -
3.4.8 Plicní tepny, kapiláry a žíly	- 27 -
3.4.9 Bronchiální okruh.....	- 28 -
3.4.10 Periferní zkrat.....	- 29 -
3.4.11 Tok plicnicí	- 30 -
3.4.12 Tok plicním řečištěm.....	- 31 -
3.4.13 Tok plicními žilami	- 31 -
3.4.14 Tok systémovými tepnami	- 32 -
3.4.15 Tok systémovými vlásečnicemi	- 33 -
3.4.16 Tok dutými žilami do levé síně	- 33 -
3.5 ROVNICE PRO POPIS TOKU ZKRATY	- 34 -
3.5.1 Tok fetálním zkratem (z levé síně do pravé síně).....	- 34 -
3.5.2 Tok fetálním zkratem (z aorty do plicnice)	- 35 -
3.5.3 Tok bronchiálním zkratem (z aorty do bronchiálního oběhu).....	- 35 -
3.5.4 Tok bronchiálním zkratem (z bronchiálního okruhu do levé síně)	- 35 -
3.5.5 Tok periferním zkratem (z aorty do periferního zkratu)	- 36 -
3.5.6 Tok periferním zkratem (z periferního zkratu do levé síně).....	- 36 -
4 UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ PRO PRÁCI S MODELEM.....	- 37 -
4.1 REALIZACE UŽIVATELSKÉHO ROZHRANÍ.....	- 37 -
4.1.1 GUI 1	- 38 -
4.1.2 GUI 2	- 39 -
5 OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI VYTVOŘENÉHO MODELU	- 42 -

5.1	OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI MODELU OVLÁDANÉHO POMOCÍ UŽIVATELSKÉHO ROZHRANÍ 1	- 42 -
5.2	OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI MODELU POMOCÍ UŽIVATELSKÉHO ROZHRANÍ 2	- 42 -
5.3	OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI MODELU V SIMULINKU	- 43 -
5.3.1	Výsledný graf pravé síně	- 43 -
5.3.2	Výsledný graf pravé komory	- 44 -
5.3.3	Výsledný graf levé síně	- 45 -
5.3.4	Výsledný graf levé komory	- 46 -
5.3.5	Výsledný graf plicnice	- 47 -
5.3.6	Výsledný graf plicních tepen, kapilár a žil	- 47 -
5.3.7	Výsledný graf aorty	- 47 -
5.3.8	Výsledný graf systémových tepen, kapilár a žil	- 48 -
6	ZÁVĚR.....	- 49 -
	SEZNAM UŽITÉ LITERATURY:	- 50 -
	SEZNAM PŘÍLOH.....	- 51 -

Úvod

V současnosti se v lékařských oborech uplatňují nejnovější poznatky matematických, fyzikálních, chemických a technických věd. Lékařské přístroje jsou konstruovány a používány především na základě těchto poznatků. Lékaři společně s biomedicínskými inženýry jsou schopni díky těmto možnostem sestavit přístroje a zařízení, která mohou pomoci člověku, a zároveň splňují podmínky důležité pro bezpečnost pacientů.

Možnost sestavit virtuální model nejrůznějších funkcí lidských orgánů spojením lékařské a technické praxe a zkušeností, může velmi pomoci při konstrukci a funkci konkrétního přístroje. Je zde možnost studovat stav určitého systému za různých fyziologických podmínek a také vliv patologických změn na tento systém.

Kardiovaskulární soustava je základním systémem lidského organismu, a právě tuto soustavu jsem pomocí fyzikálních a matematických rovnic namodelovala v programu Matlab, v podprogramu Simulink.

Tuto diplomovou práci jsem si vybrala zejména proto, že jsem rovněž v bakalářském studiu zpracovávala téma týkající se srdce. Přičemž v tomto případě, jsem princip srdeční činnosti zpracovávala především z matematického a fyzikálního hlediska. Hlavním cílem mé diplomové práce je sestavit pulzní model srdeční činnosti, prostřednictvím kterého pak bude možné simulovat fyziologické změny v kardiovaskulární soustavě. Dílčím cílem je pak sestavení dvou laboratorních úloh, kde studenti budou moci porovnávat změny parametrů srdce, a to objemu a tlaku v srdečních síních a komorách.

1 Fyziologický úvod

Kardiovaskulární soustava sestává ze dvou částí, a to srdce (cor) a cévního systému. Je to jeden ze základních systémů lidského organismu. Úkolem kardiovaskulární soustavy je nejen zásobování tkání kyslíkem, živinami a humorálními produkty, ale krevní oběh se také uplatňuje při vedení tepla, obranných reakcích organismu a celkovém udržování homeostázy.

Kardiovaskulární systém dělíme na dva základní obvody:

- Plicní (malý) oběh
- Tělní (velký, systémový) oběh

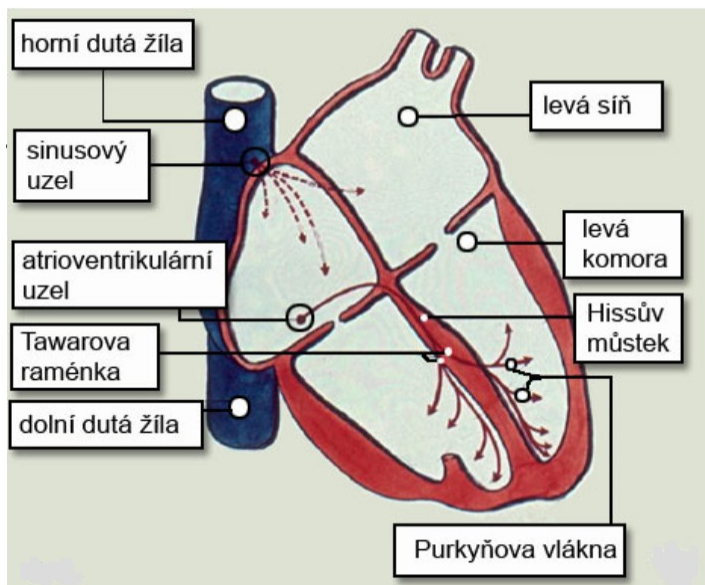
Plicní oběh zahrnuje pravé srdce, ze kterého je odkysličená krev vedena arteriemi do plicních kapilár, kde dochází k okysličení krve. Poté je krev odváděna plicními žilami do levého srdce a odtud pak do celého těla. Tlak v plicním oběhu je ve srovnání s tělním oběhem výrazně nižší. Jeho hodnoty se pohybují kolem 3kPa v systole a 1,3kPa v diastole. Naopak tlak v tělním oběhu je v systole přibližně 16kPa a v diastole pak 10,7kPa. Množství krve v plicním oběhu tvoří asi 12% z celkového objemu.

Úkolem tělního oběhu je rozvádět okysličenou krev k orgánům a tkáním. Tento oběh zahrnuje levé srdce a aortu, která se dále větví na síť arterií a arteriol zásobující orgány. Odkysličená krev je pak sbírána systémem vén a venul a vrací se horní a dolní dutou žilou do pravého srdce.

Srdce je podobně jako kosterní svalstvo tvořeno příčně pruhovanou svalovinou. Levé srdce musí překonávat větší periferní odpor než pravé srdce, proto má mnohem mohutnější svalovinu.

Srdce je tvořeno dvěma typy buněk:

1. Buňky převodního systému vytvářejí a vedou vzruchy. Za normálních podmínek vzniká vzruch (podráždění) v sinoatriálním uzlu, který je umístěn v pravé síni při ústí horní duté žíly. Vzruch se šíří oběma síněmi do atrioventrikulárního uzlu, z něj pak vede Hisův svazek, který se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko vedoucí vzruch do komor. Zde se vzruch větví na síť Purkyňových vláken. V převodním systému se vzruch šíří mnohem rychleji než ve svalovině, což umožňuje správné časování srdečního cyklu.
2. Svalové buňky, které na tyto vzruchy reagují kontrakcí (stahem).



Obr. 1 Převodní systém srdeční

[3]

Srdce je rozděleno na pravou a levou polovinu. Obě části jsou tvořeny síněmi a mohutnějšími komorami, mezi nimiž jsou cípate chlopně, které brání zpětnému toku krve. Na pravé straně to je trojcípá chlopeň a na straně levé odděluje síň a komoru dvojčípá chlopeň. Mezi komorami a vystupujícími tepnami jsou poloměsíčitě chlopně.

Srdeční cyklus sestává ze dvou fází:

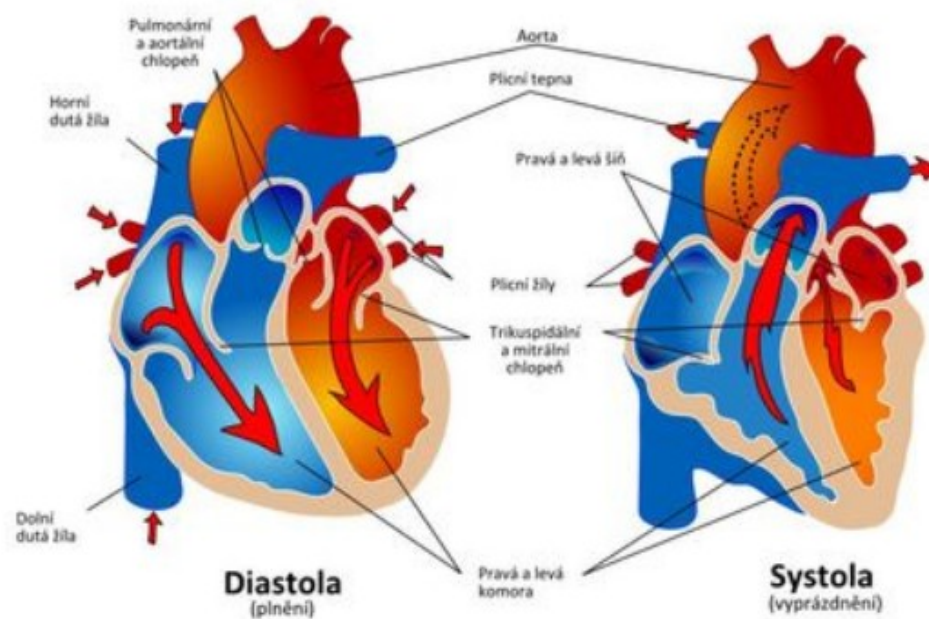
1. Systola – stah srdeční svaloviny
2. Diastola – relaxace srdeční svaloviny

Pravá síň srdeční představuje pravou polovinu srdeční základny. Má relativně tenkou svalovinu, protože odvádí menší část práce než je tomu u levé srdeční poloviny. Pravá síň vystupuje na povrch srdce v tzv. svalový vak, kterému se říká ouško. Vnitřní plocha síní je tvořena svalovými trávci. Mezi pravou a levou síní je přepážka, která je v určitém místě zúžená, pozůstatek po propojení mezi oběma síněmi u plodu, který má nevzdušné plíce. Od pravé komory je pravá síň oddělena trojcípou chlopní, která zabraňuje zpětnému toku krve.

Pravá komora leží pod pravou síní a je s ní spojena také přes trojcípou chlopeň. Uvnitř komory srdeční svalovina vyběhá do prostoru a tvoří bradavkovité svaly, na které se upínají vazivové struny šlašinky, které zabraňují vyvrácení chlopně při stahu komory. Krev ústí z pravé komory do plicního kmene přes poloměsíčitou chlopeň.

Do levé síně přitéká okysličená krev z plic pomocí plicních žil. Stejně jako pravá síň, má tenčí svalovinu a vyběhá na povrch srdce jako ouško.

Levá komora má nejsilnější svalovinu, uvnitř je tvořena bradavkovými svaly, na které se upínají šlašinky. Krev z levé komory je vypuzována do aorty přes aortální chlopeň. [3]



Obr. 2 Srdeční cyklus

[4]

Srdeční výkon je charakterizován srdeční frekvencí a tepovým objemem. Hodnota srdeční frekvence se obvykle pohybuje od 70 do 80 tepů za minutu. Hodnota tepového objemu je okolo 70 ml. Z těchto hodnot lze určit hodnotu minutového srdečního objemu průměrného zdravého jedince mezi 5 a 5,5 litry. [1]

Tepny neboli arterie vedou okysličenou krev od srdce do celého těla. Arterie mají silnější stěny než žíly, krev v nich proudí pod větším tlakem a má světle červenou barvu. Všechny tepny jsou označeny jako přímé nebo nepřímé větve aorty. Největší tepnou v těle je aorta neboli srdečnice. Je vedena z levé komory a otáčí se obloukem dozadu k páteři. Oblouk aorty (arcus aortae) přechází do hrudní aorty a poté pokračuje jako aorta břišní. V bederní oblasti se aorta dělí – bifurkace aorty. Hrudní část aorty zásobuje krví a kyslíkem hrudní stěnu, jícen a průdušky. Břišní aorta zásobuje ledviny, nadledviny, vaječníky, varlata, žaludek, játra, slezinu a tenké a tlusté střevo. Aortální oblouk zásobuje kyslíkem krk a hlavu, k nimž vysílá tři větve – hlavopažní tepnu, levou společnou krkavici a levou podklíčkovou tepnu. [7]

Arterioly jsou malé tepny, označované také jako tepénky. Jsou pokračováním větší tepny a samy se dále větví na kapiláry. Rozšířením nebo zúžením svého průměru mohou výrazně ovlivňovat krevní průtok danou oblastí a podílet se na regulaci krevního tlaku. Tepénky zvyšují nebo snižují odpor, který musí srdce při vypuzování krve překonávat

Ve stěnách arteriol se nachází hladká svalovina řízená neurohumorálními látkami, která upravuje hodnotu krevního tlaku. V předkapilárních tepénkách jsou uloženy sfinktery, které je chrání před vysokým arteriálním tlakem a zároveň řídí průtok krve v kapilárách. Arterie, pro svou vysokou elasticitu, mají schopnost se při zvyšujícím krevním tlaku napnout a uchovat potenciální energii, kterou vrací krví při poklesu tlaku. Tomuto jevu se říká pružnickový efekt.

Drobné cévy o průměru cca 9 μm se nazývají kapiláry. Jejich stěny jsou tvořeny jednou buňkou, které umožňují výměnu látek mezi intersticiálním prostorem a krví. Celková plocha průřezu jednotlivých vlásečnic je asi 3 500 cm^2 . Malému průměru kapilár odpovídá i nižší rychlost průtoku krve, jejíž hodnota je asi 0,4 mm/s.

Vény jsou označovány jako cévy kapacitní. Tvoří nízkotlakou část kardiovaskulární soustavy spolu s plicním oběhem. Vény vzhledem ke své vysoké poddajnosti fungují jako rezervoár krve, kde za normálních podmínek bývá uložena i více jak polovina objemu krve. [1]

1.1 Řízení srdeční činnosti

V srdeční svalovině je kontrakce vyvolána akčním potenciálem. Kontrakce se realizuje kontraktilem aparátem, který je tvořen z myozinových a aktinových filament. Elektrická excitace je převedena na kontrakci pomocí Ca^{2+} iontů.

Velikost minutového srdečního výdeje je určena dvěma hodnotami, a to srdeční frekvencí a tepovým objemem.

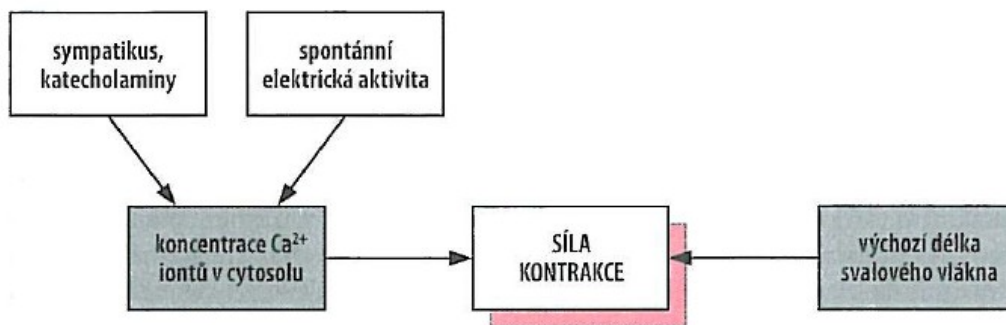
Tepová frekvence je regulována především extrakardiálními vlivy, tepový objem je řízen jak extrakardiálními, tak intrakardiálními vlivy (Frankův-Starligův mechanismus).

Předsíně jsou inervovány sympatikem, ale i parasympatikem, svalovina komor je inervována téměř vždy sympatikem. V důsledku toho, je tepová frekvence ovlivňována sympatikem i parasympatikem. Kdežto na tepový objem má vliv pouze sympatikus.

Tepová frekvence je určena rychlostí spontánní diastolické depolarizace v sinoatriálním (SA) uzlu, „tedy změnou membránového potenciálu směrem ke spouštěcí úrovni v období mezi akčními potenciály“^[2].

Tepový objem je určován kontraktilitou myokardu a Frankovým-Starlingovým mechanismem, který je stanoven výchozí délkou sarkomery. Hodnota tepového objemu závisí také na odporu, proti kterému je krev vypuzována srdcem – arteriálnímu tlaku krve. Tepový objem srdce není však touto veličinou řízen.

Faktory, které zapříčiňují zvýšení kontrakility, jsou tonus sympatiku a hormony dřeně nadledvin. Zatímco Frankův-Starlingův mechanismus zajišťuje vyrovnávání srdečního výdeje obou komor. [2]



Obr. 3 Faktory ovlivňující sílu kontrakce srdečního svalu

[2]

1.2 Řízení systémové cirkulace

Rozdíl tlaků je velmi důležitý při zajišťování oběhu, tedy při neustálém proudění krve správným směrem. Krev může téci jen z míst s vyšším tlakem do míst s nižším tlakem. Řízení tlaku krve je tedy základem pro vedení cirkulace. Faktory určující hodnotu arteriálního tlaku, je možné rozdělit do dvou skupin. Patří sem faktory fyzikální a faktory fyziologické. Mezi fyzikální faktory se řadí poddajnost tepen a objem krve v tepenném systému. Faktory fyziologické jsou periferní odpor a výkon srdce jako čerpadla.

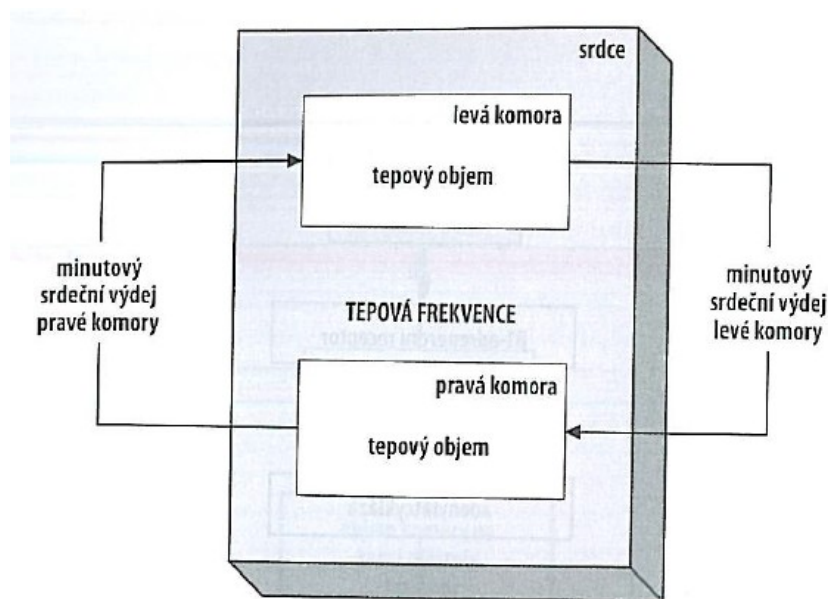
Hodnota středního tlaku je určována pomocí periferního odporu a minutového objemu. Naopak hodnota pulzního tlaku je dána velikostí tepového objemu a poddajností stěny velkých tepen.

Periferní odpor je stanoven třemi faktory.

- „Závisí přímo úměrně na délce cévy
- Závisí přímo úměrně na viskozitě
- Závisí nepřímo úměrně na čtvrté mocnině průměru cévy, což je hlavní faktor, který reguluje periferní odpor“ [2]

Protože řízení krevního oběhu musí splňovat často protichůdné požadavky (zajištění rozdílných místních potřeb jednotlivých orgánů a zabezpečení celkové funkce oběhového systému), vyvinuly se různé regulační mechanismy. Lze je rozdělit do dvou základních skupin podle oblasti působení na místní (působí na jediný orgán) a celkové (působí na celou cirkulaci). Na základě předchozího výkladu můžeme říci, že periferní cirkulace je řízena dvojím způsobem:

- „Místně je řízen podle místních potřeb průtok krve jednotlivými tkáněmi a orgány
- Centrálně je udržován stálý tlak krve při neustálých změnách průtoku jednotlivými orgány v důsledku změn jejich potřeby prokrvení“ [2]



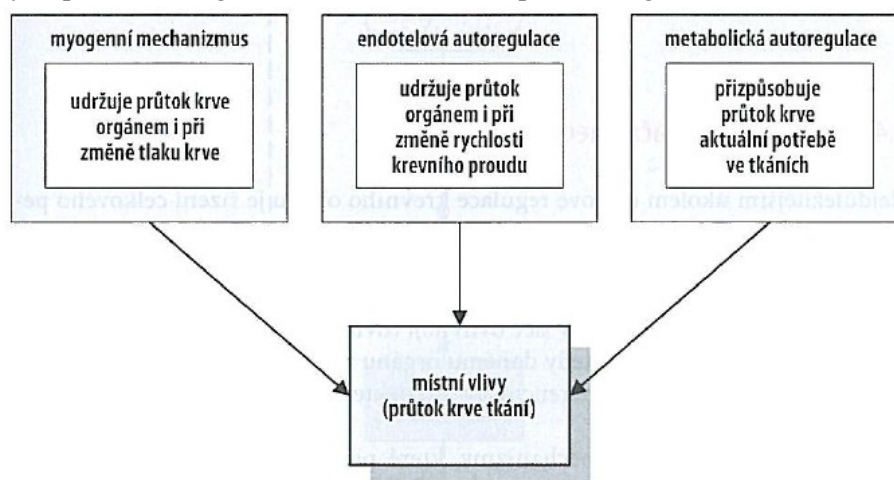
Obr. 4 Schematické znázornění rovnováhy minutových výdejů obou srdečních komor [2]

1.3 Místní regulační mechanismy

Existují tři základní mechanismy (autoregulace), které určují místní řízení průtoku krve.

Myogenní mechanismus je mechanismus, který při změně tlaku udržuje stálý průchod krve cévou. Princip této autoregulace je založen na tom, že zvýšení tlaku krve vyvolá roztažení stěny cévy a následkem toho dojde ke kontrakci její hladké svaloviny a snížení průsvitu cévy. Protože s perfúzním tlakem roste i odpor, vyplývá ze známého vzorce $Q = \Delta P / R$ (Q – průtok, ΔP – tlakový gradient, R – periferní odpor), že průtok krve cévou zůstává konstantní. Tento regulační mechanismus má význam hlavně v situacích při změně polohy těla. Např. když si z polohy vleže stoupneme, změna polohy vyvolá v mozkových cévách pokles tlaku krve. Bez regulačního mechanismu by to vyvolalo snížení průtoku krve mozkem a v konečném důsledku i ohrožení mozkových funkcí.

„Každý orgán má vlastní regulaci svého krevního oběhu. Jde o regulační mechanismy fylogeneticky nejstarší, nejjednodušší a tedy i nejspolehlivější. Jejich cílem je udržení rovnováhy mezi metabolickými potřebami orgánu a velikosti krevního průtoku orgánem“ [2].



Obr. 5 Místní mechanismy řízení průtoku krve [2]

1.4 Celkové regulační mechanismy

Celková regulace krevního oběhu má za úkol především regulaci celkového periferního odporu a minutového srdečního výdeje tak, aby byl nepřetržitě udržován tlakový gradient, který je nezbytný pro udržení toku krve v cévách. Mezi tyto mechanismy patří zejména nervové regulace, ale také některé humorální řídicí okruhy.

Nervové mechanismy, které pomocí sympatiku regulují hodnotu arteriálního tlaku krve, jsou cévní reflexy. Mezi nejznámější patří baroreceptorové reflexy. Baroreceptory se nacházejí ve velkých tepnách a monitorují arteriální krevní tlak.

Mezi celkové regulační mechanismy patří také hormonální, např. katecholaminy.

Všechny orgány mají dvojitou regulaci, a to celkovou a místní. V každém orgánu dominuje určitý mechanismus. [2]

2 Matematický model elektrofyzilogického principu srdeční činnosti a pulzního modelu krevního oběhu

Jednotlivé segmenty jsou charakterizovány svým tlakem a objemem. Vztah mezi těmito veličinami lze popsat na základě Hookova zákona rovnicí: [1]

$$p_j = \frac{V_j - VU_j}{C_j} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p_j – tlak v segmentu [Pa]
- V_j – objem v segmentu [m^3]
- VU_j – zbytkový objem [m^3]
- C_j – poddajnost stěn segmentu [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Pro tok krve cévami popisuje rovnice:

$$F = \frac{p_i - p_j}{R_{ij}} \dots \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (2.2)$$

kde:

- p_i, p_j – tlaky v kompartmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor, kladený proudění krve [$Pa \cdot s \cdot m^{-3}$]

Výhodou rovnice (2.2) je její jednoduchost.

2.1 Popis pulzace srdce

Srdeční síně a komory jsou segmenty, které generují tlakový spád, je potřeba pro jejich popis přepsat rovnici (2.1) do tvaru: [1]

$$P_j = a(t) * (V_j - VU_j) \dots [Pa] \quad (2.3)$$

kde:

- p_j – tlak v segmentu [Pa]
- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus vnější síly [Pa/m^3]
- V_j – objem v segmentu [m^3]
- VU_j – zbytkový objem [m^3]

Pro srdeční síně je veličina $a(t)$ definována vztahem:

$$a_A(t) = x * (a_{AS} - a_{AD}) + a_{AD} \dots \left[\frac{Pa}{m^3} \right] \quad (2.4)$$

kde:

- x – funkce, která tvarově a časově vyjadřuje systolu síní
 - a_{AS} – maximální amplituda při systole síní [Pa/m^3]
 - a_{AD} – minimální amplituda při diastole síní [Pa/m^3]

Funkce x se vypočítá ze vztahu:

$$x = \sin\left(\frac{\pi}{T_{as}} * t\right) \dots \text{pro} \dots 0 < t < T_{as} \quad (2.5)$$

$$x = 0 \dots \text{pro} \dots t \geq T_{as}$$

Doba trvání systoly síní je definována pomocí vztahu:

$$T_{as} = 0.1 + 0.09 * T \dots [s] \quad (2.6)$$

kde:

- T – doba trvání jednoho tepu [s]

Pro komory srdeční platí obdobně:

$$a_v(t) = y * (a_{vs} - a_{vd}) + a_{vd} \dots \left[\frac{Pa}{m^3} \right] \quad (2.7)$$

kde:

- y – funkce, která tvarově a časově vyjadřuje systolu komor
- a_{vs} – maximální amplituda při systole komor [Pa/m^3]
- a_{vd} – minimální amplituda při diastole komor [Pa/m^3]

Funkce y je popsána pomocí vztahu:

$$y = \sin\left(\frac{\pi}{T_{vs}} * (t - T_{av})\right) \dots \text{pro} \dots T_{av} < t < (T_{av} + T_{vs}) \quad (2.8)$$

$$y = 0 \quad \text{mimo tento interval}$$

Doba trvání systoly komor T_{vs} je definována vztahem:

$$T_{vs} = 0.2 * T + 0.16 \dots [s] \quad (2.9)$$

Časový posun začátku systoly komor oproti síním T_{av} je popsán vztahem:

$$T_{av} = T_{as} - 0.04 \dots [s] \quad (2.10)$$

2.2 Popis chlopní

Srdeční cípaté chlopně brání zpětnému toku krve z komor do síní a chlopně poloměsíčité brání toku z výstupních tepen do komor. Například pro chlopeň mezi levou síní a levou komorou platí:

$$F_{LALV} = (p_{LA} - p_{LV}) / R_{LALV} \dots \text{pro} \dots p_{LA} > p_{LV} \quad (2.11)$$

$$F_{LALV} = 0 \dots \text{pro} \dots p_{LA} < p_{LV}$$

kde:

- p_{LA} – tlak v levé síní [Pa]
- p_{LV} – tlak v levé komoře [Pa]
- R_{LALV} – odpor mezi levou síní a komorou [$Pa \cdot s / m^3$]

Tok mezi pravou síní a komor a také výstupní tok z komor je modelován zcela analogicky.

2.3 Popis toku tepnami

Setrvačnost toku krve tepennými segmenty je modelována rovnicí:

$$p_i - p_j = R_{ij} * F_{ij} + L_j * \frac{dF_{ij}}{dt} \quad (2.12)$$

kde:

- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$\text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$]
- L_j – indukčnost tepny [$\text{Pa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^3$]

2.4 Popis žil

„Vztah mezi tlakem a objemem žilních segmentů se řídí rovnicí (2.1). S objemem žilních segmentů se mění i odpor, který kladou průtoku krve. Podle rovnice (2.13) klesá odpor s druhou mocninou poměru skutečného a zbytkového objemu žilního segmentu.“^[1] [1]

$$F_{ij} = \frac{(p_i - p_j) * V_j^2}{R_{ij} * V U_j^2} \dots \left[\frac{\text{m}^3}{\text{s}} \right] \quad (2.13)$$

kde:

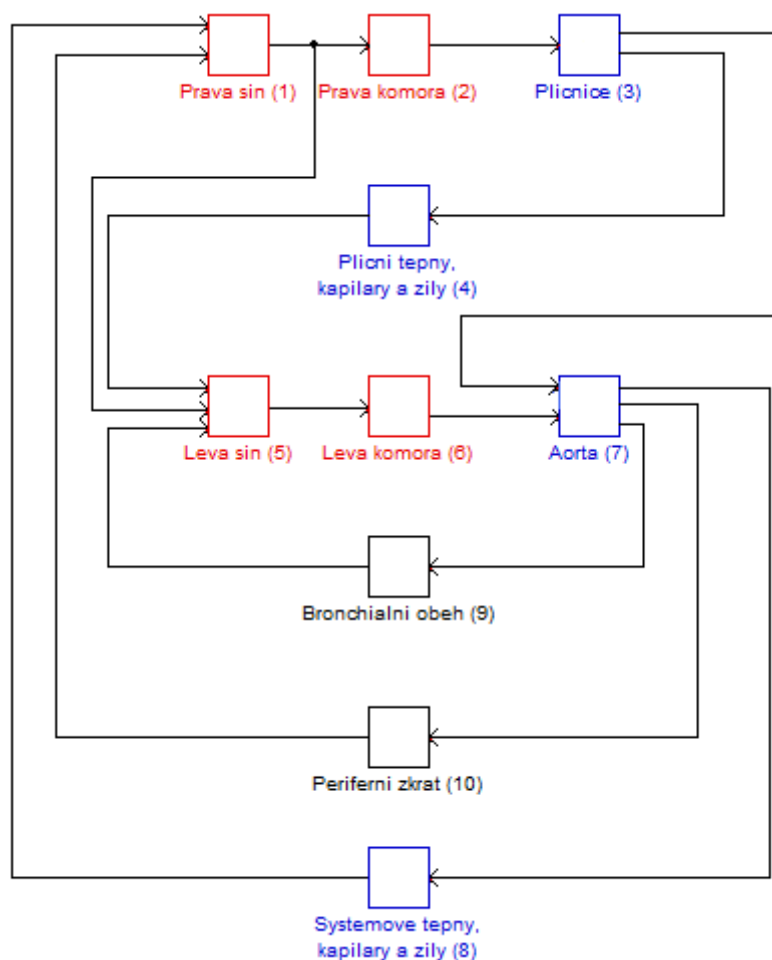
- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$\text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$]
- V_j – objem v segmentu [m^3]
- $V U_j$ – zbytkový objem [m^3]

3 Softwarová realizace modelu

Na základě fyziologického rozboru byl navržen zjednodušený model krevního oběhu (Obr. 6). Plicní oběh je modelován bloky, které představují pravé srdce (síně a komoru), plicnici, vlásečnice a žíly malého krevního oběhu. Systémový oběh je obdobně modelován bloky představující levé srdce, aortu a ostatní tepny a žíly velkého tělního oběhu.

Model je doplněn i dalšími bloky jako je bronchiální oběh a periferní zkrat, aby bylo možno modelovat zkraty v krevním řečišti a jejich vliv na práci srdečních komor (na modelu bloky zobrazeny černě).

Model je pomyslně rozdělen na další dvě části. První část sestává pouze ze srdce (na modelu bloky zobrazeny červeně), a to dvou srdečních síní a dvou srdečních komor. Druhá část je tvořena krevním řečištěm (na modelu bloky zobrazeny modře).



Obr. 6 Zjednodušený model krevního oběhu

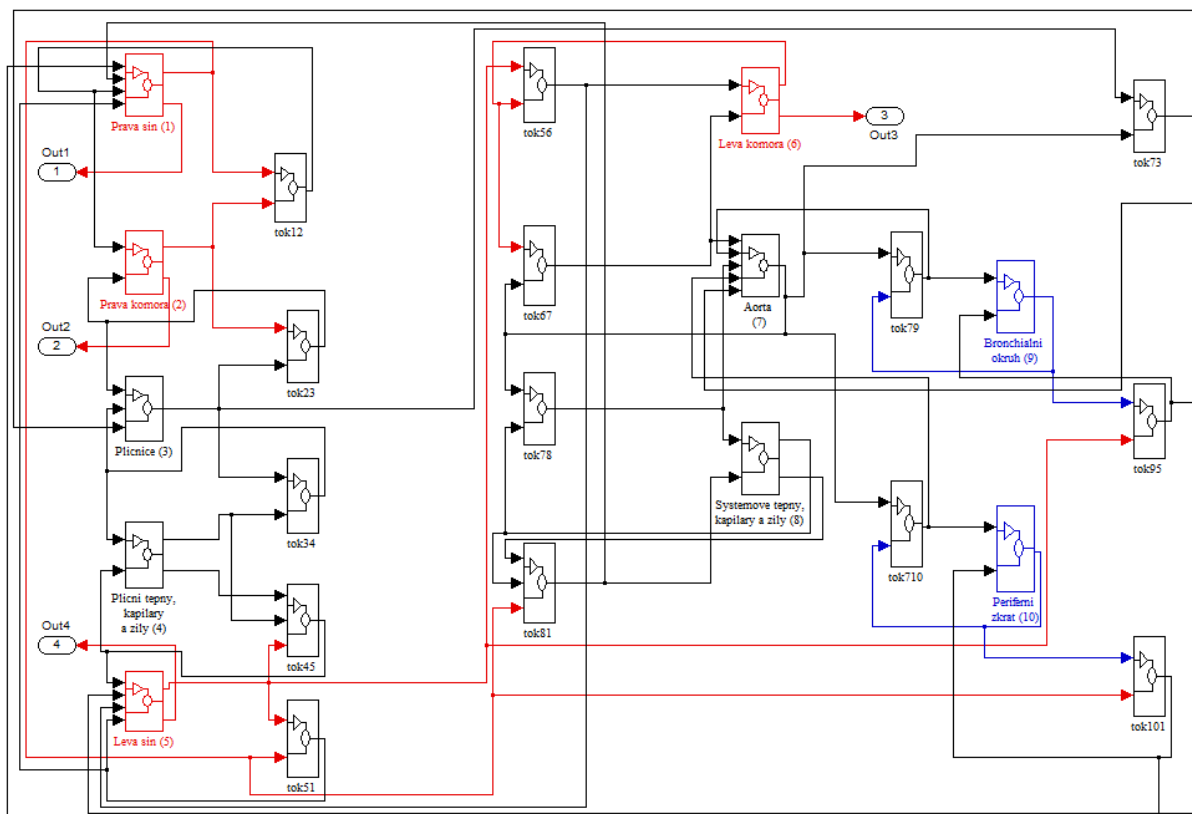
3.1 Model srdeční činnosti a pulzní model krevního oběhu

V programu Matlab v podprogramu Simulink byl vytvořen model srdeční činnosti a pulzního oběhu. Tento model byl vytvořen na základě fyziologických poznatků a matematicky popsanych jednotlivých částí srdce a cévního systému. Model se skládá ze dvou základních částí, jak je již zřejmé z názvu této práce. Jedná se o část, kterou tvoří srdeční síně a komory, a cévní část.

Na obrázku 6 je zobrazen konečný model. Srdeční segmenty jsou zobrazeny červeně a cévní části černě. Model také obsahuje bloky označené jako zkraty. Je to proto, aby bylo možné zkoumat vliv zkratů v krevním řečišti na práci obou komor.

Bloky označené jako tok ... představují cévní systém. Jedná se o „komunikace“ mezi jednotlivými segmenty, kterými protéká krev.

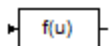
Model byl vytvořen z bloků označených jako subsystémy. To znamená, že každý subsystém obsahuje konkrétní model daného segmentu.



Obrázek 7 Model krevního oběhu v Simulinku

3.2 Popis jednotlivých bloků v simulinku

- Fcn (Function)



Do tohoto bloku (do kolonky Expression) je možné zapsat libovolný matematický výraz, jehož proměnou je vstup tohoto bloku. Výstupem je pak výsledek matematického výrazu. Podle toho, kolik rozměrů má vstup, můžeme se odkazovat na jednotlivé jeho složky jako na $u(1) \dots u(n)$. [5], [6]

- Saturation



Blok Saturation se používá pro limitování signálu do určitých mezí. Výstupem tohoto bloku je vstupní signál omezený shora hodnotou uvedenou v políčku Upper limit a zdola hodnotou v políčku Lower limit. [5], [6]

- Gain



Tento blok se používá pro zesilování signálu. Gain násobí vstup hodnotou zadanou v kolonce Gain, což může být konstanta či vektor. V kolonce Multiplication je možno zvolit, zda má násobení mít prvkový, či maticový charakter. [5], [6]

- Integrator



Blok Integrator integruje vstupní signál v aktuálním časovém okamžiku. Tento blok numericky integruje hodnoty vstupního signálu v závislosti na čase. Výstupem integrátoru v daném čase je hodnota určitého integrálu vstupu od spuštění simulace do aktuálního simulačního času. Do kolonky Initial condition se uvádějí počáteční podmínky integrátoru. [5], [6]

- Constant



Blok generuje výstup s konstantní zadanou hodnotou. Tato hodnota se nastavuje v kolonce Constant value. Blok se používá v případě, kdy na vstupu do obvodu po celou dobu simulace je nutná stále stejná hodnota. [5], [6]

- Step



Blok Step realizuje skok mezi dvěma definovatelnými hladinami v určitém čase. Je generátorem skokové funkce z hodnoty Initial value (počáteční hodnota) na hodnotu Final value (konečná hodnota) v simulačním čase Step time (hodnota času, po kterém se skokově změní hodnota vstupu z počáteční na konečnou). [5], [6]

- Sine wave



Blok Sine Wave generuje sinusový signál s následujícími parametry výstupu:

$$y(t) = Amp * \sin(2 * \pi * Freq * t + Phase) + Bias$$

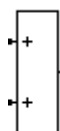
, kde *Amp* je amplituda, *Freq* je frekvence, *Phase* je posun po horizontální ose a *Bias* je posun po vertikální ose. [5], [6]

- Transport Delay



Blok Transport Delay zpožďuje vstupní signál o předem stanovenou hodnotu. [5], [6]

- Sum



Blok Sum se používá pro sčítání nebo odečítání signálu, a především realizaci zpětné vazby v obvodech. [5], [6]

- Dot Product



Produkt Dot blok generuje skalární součin vektorů u jeho vstupů. [5], [6]

- Relational Operator



Relační operátor bloku provádí zadaný srovnání dvou vstupů. [5], [6]

Operace	Popis
==	TRUE, pokud je první vstup je roven druhému vstupu
~ =	TRUE, pokud je první vstup není roven druhému vstupu
<	TRUE, pokud je první vstup je menší než druhý vstup
<=	TRUE, pokud je první vstup je menší než nebo roven druhému vstupu
> =	TRUE, pokud je první vstup je větší než nebo roven druhému vstupu
>	TRUE, pokud je první vstup je větší než druhý vstup

3-1 Tabulka operací v bloku Relational Operator [5], [6]

3.3 Základní rovnice pro popis pravé a levé síně srdeční

Srdeční síně a komory jsou aktivními segmenty, které je možné popsat rovnicí:

$$P = a(t) * (V - VU) .. [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- P – tlak v segmentu [Pa]
- a(t) – spouštěcí mechanismus vnější síly [Pa/m³]
- V_j- objem v segmentu [m³]
- VU_j – zbytkový objem [m³]

Níže jsou uvedeny výpočty pro hodnoty, které jsou nutné pro modelování jednotlivých segmentů. Je to T – doba trvání jednoho tepu, což znamená dobu, kdy srdce vykoná jeden celý cyklus. Dále T_{AS} – doba trvání systoly (stah) síní a x – funkce, která časově a tvarově vyjadřuje systolu síní.

Je dáno 75 tepů/min.

T – doba trvání jednoho tepu

$$T = 60 / 75 [s]$$

$$T = 0.8s$$

T_{AS} – doba trvání systoly síní

$$T_{AS} = 0,1 + 0,09 * T...[s]$$

$$T_{AS} = 0,1 + 0,09 * 0,8$$

$$T_{AS} = 0,172s$$

x – funkce, která časově a tvarově vyjadřuje systolu síní

$$x = \sin(\pi / T_{AS} * t) \quad \text{pro } 0 < t < T_{AS} \quad (2.8)$$

$$x = 0 \quad \text{pro } t \geq T_{AS}$$

t – zvolím si $t = 0.086$

$$x = \sin(\pi / 0.172 * 0.086)$$

$$x = 0.02$$

3.3.1 Pravá síně

Na obrázku 8 je zobrazen model pravé síně. Model je vytvořen na základě rovnice (2.3). Bloky označené jako „tok“ představují výpočet toků mezi jednotlivými kompartmenty.

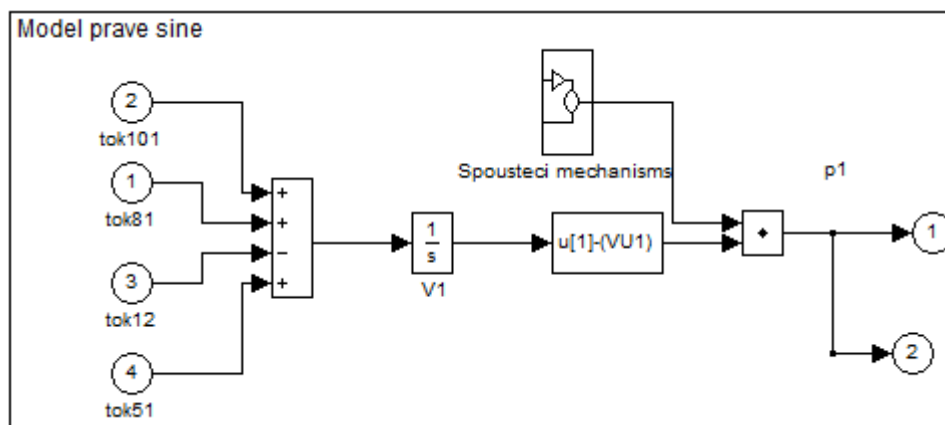
Tok 12: z pravé síně do pravé komory

Tok 51: tok zkratem

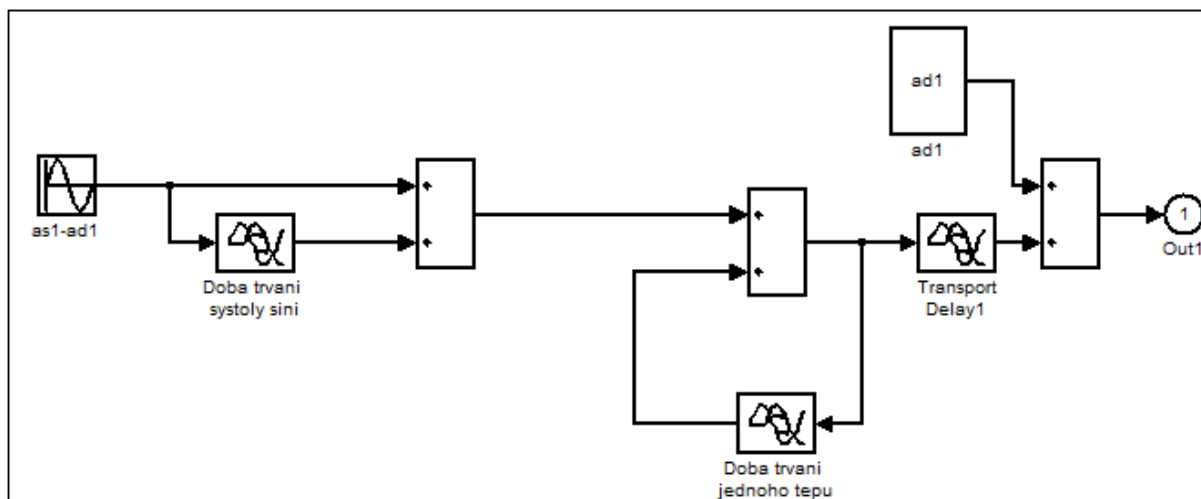
Tok 81: z duté žíly do pravé síně

Tok 101: z periferního zkratu do pravé síně

Bloky „toků“ vstupují do bloku SUM, který udává, jestli „tok vtéká“ nebo „vytéká“ z modelu pravé síně. Dalším blokem je INTEGRATOR, který integruje vstupní signál v závislosti na čase. Do tohoto bloku se zadává hodnota níže vypočteného objemu pravé síně. Následuje blok FUNCTION, kde se vepíše základní rovnice pro výpočet hodnoty tlaku v pravé síni.



Obr. 8 Model pravé síně



Obr. 9 Spouštěcí mechanismus

Na obrázku 9 je namodelován spouštěcí mechanismus. Vstupním blokem je blok SINE WAVE, což je generátor funkce sinus. Na základě rovnice pro výpočet spouštěcího mechanismu se do tohoto bloku vepíše hodnota rozdílu mezi maximální amplitudou při systole síní a minimální amplitudou při diastole síní. Následuje blok TRANSPORT DELAY, což znamená „dopravní zpoždění“. Blok „zdrží“ vstup, dojde k časovému zpoždění. Do tohoto bloku se vepíše rovnice pro výpočet doby trvání systoly síní. Do dalšího bloku TRANSPORT DELAY se uvede doba trvání jednoho tepu. Hodnota minimální amplitudy při diastole síní se napíše do bloku CONSTANT.

Rovnice pro výpočet spouštěcího mechanismu:

$$a_A(t) = x * (a_{AS} - a_{AD}) + a_{AD} \dots \left[\frac{Pa}{m^3} \right] \quad (2.4)$$

kde:

- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus vnější síly [Pa/m^3]
- a_{AS} – maximální amplituda při systole síní [Pa/m^3]
- a_{AD} – minimální amplituda při diastole síní [Pa/m^3]
- x – funkce, která tvarově a časově vyjadřuje systolu síní

Do rovnice (2.4) jsou dosazeny následující hodnoty:

$$a_{AS} = 1.3 * 1.15 * 1.16e7 [Pa / m^3]$$

$$a_{AD} = 3 * 1e6 [Pa / m^3]$$

Hodnoty a_{AS} a a_{AD} jsou uvedeny v příslušných tabulkách. Hodnota x je vypočtena výše, proto je možné po dosazení všech veličin spočítat spouštěcí mechanismus síní $a_A(t)$:

$$a_A(t) = x * (a_{AS} - a_{AD}) + a_{AD} \dots [Pa / m^3]$$

$$a_A(t) = 0.02(1.3 * 1.15 * 1.16e7 - 3 * 1e6) + 3 * 1e6 [Pa / m^3]$$

$$a_A(t) = 3286840 [Pa / m^3]$$

Tlak v síních je nižší než v komorách, protože stěna síní je tenčí než stěny komor. Pravá síň má také tenčí svalovou stěnu, jelikož vykonává menší část práce než levá polovina.

Již jsou vypočteny všechny hodnoty pro dosazení do rovnice (2.3):

$$P = a(t) * (V - VU) \dots [Pa] \quad (2.3)$$

kde:

- P – tlak v segmentu [Pa]
- a(t) – spouštěcí mechanismus vnější síly [Pa/m³]
- V_j – objem v segmentu [m³]
- VU_j – zbytkový objem [m³]

Hodnota tlaku v pravé síni a zbytkový objem je uveden v literatuře. Je třeba vypočíst pouze objem pravé síně pomocí přepisu rovnice.

$$P = 200 \text{ Pa} = 1,6 \text{ mmHg}$$

$$VU = 5e-5 \text{ m}^3$$

$$V = ? [m^3]$$

Pro výpočet objemu se rovnice (2.3) přepíše do následujícího tvaru.

$$V = \frac{P}{a(t)} + VU \dots [m^3]$$

$$V = \frac{200}{3286840} + 5e-5 [m^3]$$

$$V = 1,1e-4 \text{ m}^3$$

$$V = 110 \text{ ml}$$

3.3.2 Levá síň

Obrázek 10 zobrazuje model levé síně, který je vytvořen analogicky podle modelu pravé síně. Bloky, které do modelu vstupují, jsou označené jako „tok“.

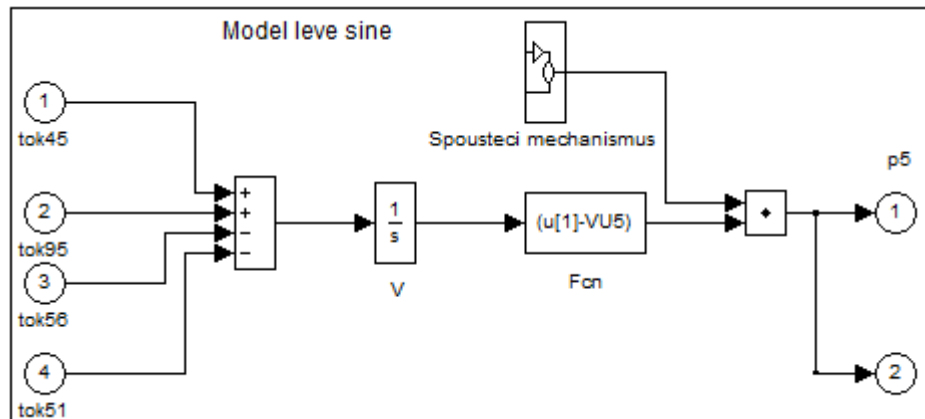
Tok 45: tok z plicní žíly do levé síně

Tok 51: tok zkratem

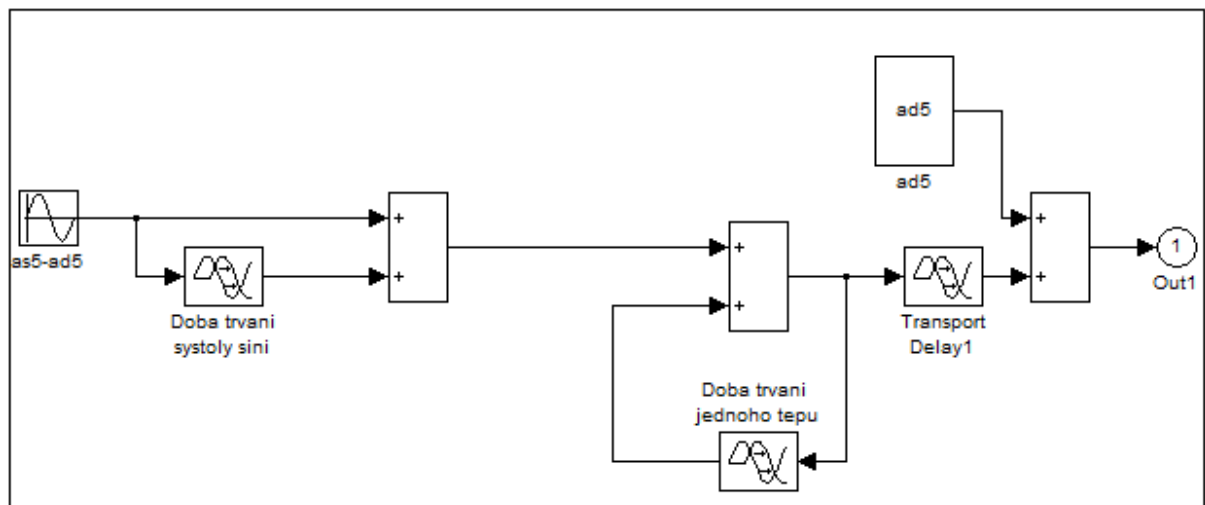
Tok 56: tok z levé síně do levé komory

Tok 95: tok z bronchiálního okruhu do levé síně

Do bloku INTEGRATOR se opět dosadí hodnota vypočteného objemu levé síně. Následuje blok FUNCTION, kde se vepíše základní rovnice pro popis tohoto kompartmentu.



Obr. 10 Model levé síně



Obr. 11 Spouštěcí mechanismus

Submodel nazvaný jako spouštěcí mechanismus na obrázku 11, se modeluje obdobně jako u modelu pravé síně. Pro výpočet spouštěcího mechanismu se použije rovnice (2.4)

$$a_A(t) = x * (a_{AS} - a_{AD}) + a_{AD} \dots [Pa / m^3] \quad (2.4)$$

kde:

- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus [Pa/m^3]
- a_{AS} – maximální amplituda při systole síní [Pa/m^3]
- a_{AD} – minimální amplituda při diastole síní [Pa/m^3]
- x – funkce, která tvarově a časově vyjadřuje systolu síní

Do rovnice se dosadí následující parametry a vypočte se hodnota spouštěcího mechanismu.

$$a_{AS} = 1 * 1.32e7 [Pa / m^3]$$

$$a_{AD} = 1,2 * 3 * 1,5e6 [Pa / m^3]$$

$$x = 0.02$$

$$a_A(t) = x * (a_{AS} - a_{AD}) + a_{AD} \dots [Pa / m^3]$$

$$a_A(t) = 0.02(1 * 1.32e7 - 1,2 * 3 * 1,5e6) + 1,2 * 3 * 1,5e6 [Pa / m^3]$$

$$a_A(t) = 5556000 [Pa / m^3]$$

Základní rovnice pro popis segmentu – levá síně:

$$P = a(t) * (V - VU) \dots [Pa] \quad (2.3)$$

kde:

- P – tlak v segmentu [Pa]
- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus vnější síly [Pa/m³]
- V_j – objem v segmentu [m³]
- VU_j – zbytkový objem [m³]

Hodnoty tlaku a zbytkového objemu levé síně jsou uvedeny v literatuře, zbývá dopočítat objem levé síně.

$$P = 400 \text{ Pa} = 3,2 \text{ mmHg}$$

$$VU = 5e-5 \text{ m}^3$$

$$V = ? [m^3]$$

Pro výpočet objemu se rovnice (2.3) přepíše do následujícího tvaru:

$$V = \frac{P}{a(t)} + VU \dots [m^3]$$

$$V = \frac{400}{5556000} + 5e-5 [m^3]$$

$$V = 1,2e-4 \text{ m}^3$$

$$V = 120 \text{ ml}$$

3.4 Základní rovnice pro popis mechanismu pravé a levé komory

Hodnoty a_{VS} a a_{VD} jsou u levé komory mnohem vyšší než u pravé komory. Je to způsobeno tím, že levé srdce musí překonávat vyšší periferní odpor tkání. Proto se konkrétní průběhy pro pravé a levé srdce liší. Nejprve jsou vypočteny parametry společné pro popis modelu pravé a levé komory srdeční.

Je dáno 75 tepů/min.

T – doba trvání jednoho tepu

$$T = 60 / 75 [s]$$

$$T = 0,8s$$

T_{VS} – doba trvání systoly komor

$$T_{VS} = 0,2 * T + 0,16 \dots [s] \quad (2.9)$$

$$T_{VS} = 0,2 * 0,8 + 0,16 \dots [s]$$

$$T_{VS} = 0,32s$$

Ze znalosti srdečního cyklu plyne, že nejprve proběhne systola (stah) síní a poté až systola (stah) komor. Proto je nutné vypočítat tento časový posun.

T_{AV} – časový posun začátku systoly komor oproti síním

$$T_{AV} = T_{AS} - 0,04 \dots [s] \quad (2.10)$$

$$T_{AV} = 0,172 - 0,04...[s]$$

$$T_{AV} = 0,132s$$

y – funkce, která časově a tvarově vyjadřuje systolu komor

$$y = \sin(\pi / T_{VS} * (t - T_{AV})) \quad \text{pro } T_{AV} < t < (T_{AV} + T_S) \quad (2.8)$$

$$y = 0 \quad \text{mimo tento interval}$$

t – zvolí se $t = 0.3$

$$y = \sin(\pi / 0.32 * (0.3 - 0.132))$$

$$y = 0.03$$

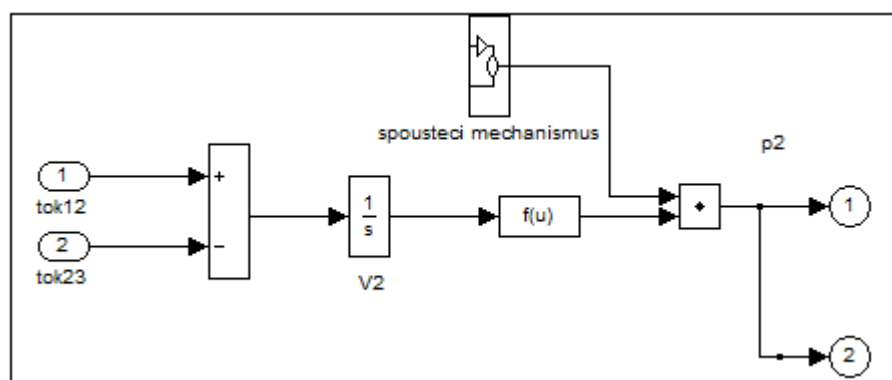
3.4.1 Pravá komora

Modely pravé i levé komory vytvořené v simulinku jsou sestaveny obdobně jako modely síní. Liší se pouze v některých rovnicích a vypočtených hodnotách.

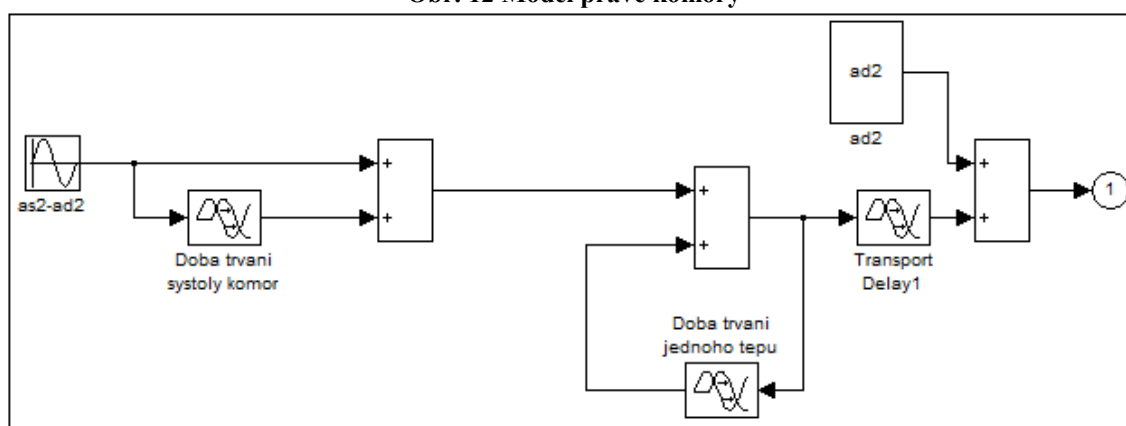
Na obrázku 12 je popsán model pravé komory. Vypočtené parametry se dosazují do bloků obdobně jako u srdečních síní. Model je sestaven na základě rovnice (2.3).

Tok 12: z pravé síně do pravé komory

Tok 23: tok z pravé komory do plicnice



Obr. 12 Model pravé komory



Obr. 13 Spouštěcí mechanismus

Oproti modelům spouštěcího mechanismu síní, je u spouštěcího mechanismu komor rozdíl v dosazení jednoho parametru. Do bloku TRANSPORT DELAY1 se udává parametr T_{AV} , což je hodnota časového posunu systoly komor oproti síním.

Spouštěcí mechanismus je namodelován podle rovnice:

$$a_V(t) = y * (a_{VS} - a_{VD}) + a_{VD} \dots [Pa / m^3] \quad (2.7)$$

kde:

- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus $[Pa/m^3]$
- a_{VS} – maximální amplituda při systole komor $[Pa/m^3]$
- a_{VD} – minimální amplituda při diastole komor $[Pa/m^3]$
- y – funkce, která tvarově a časově vyjadřuje systolu síní

Hodnoty maximální a minimální amplitudy jsou uvedeny v literatuře

$$a_{VS} = 1.128 * 1.04 * 3.67e7 [Pa / m^3]$$

$$a_{VD} = 3 * 5e5 [Pa / m^3]$$

Spouštěcí mechanismus je vypočten dosazením všech veličin.

$$a_V(t) = y * (a_{VS} - a_{VD}) + a_{VD} \dots [Pa / m^3]$$

$$a_V(t) = 0.03(1.128 * 1.04 * 3.67e7 - 3 * 5e5) + 3 * 5e5 [Pa / m^3]$$

$$a_V(t) = 2746605 [Pa / m^3]$$

Model pravé komory je vytvořen na pomoci rovnice:

$$P = a(t) * (V - VU) \dots [Pa] \quad (2.3)$$

kde:

- P – tlak v segmentu $[Pa]$
- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus vnější síly $[Pa/m^3]$
- V_j – objem v segmentu $[m^3]$
- VU_j – zbytkový objem $[m^3]$

Hodnoty zbytkového objemu a tlaku odpovídají fyziologickým hodnotám. Zbývá dopočíst objem pravé komory převedením rovnice do následujícího tvaru.

$$P = 300 Pa = 2,4 mmHg$$

$$VU = 0 m^3$$

$$V = ? [m^3]$$

Zbývá dopočíst objem pravé komory převedením rovnice (2.3) do následujícího tvaru.

$$V = \frac{P}{a(t)} + VU \dots [m^3]$$

$$V = \frac{300}{2746605} + 0 [m^3]$$

$$V = 1,09e - 4 m^3$$

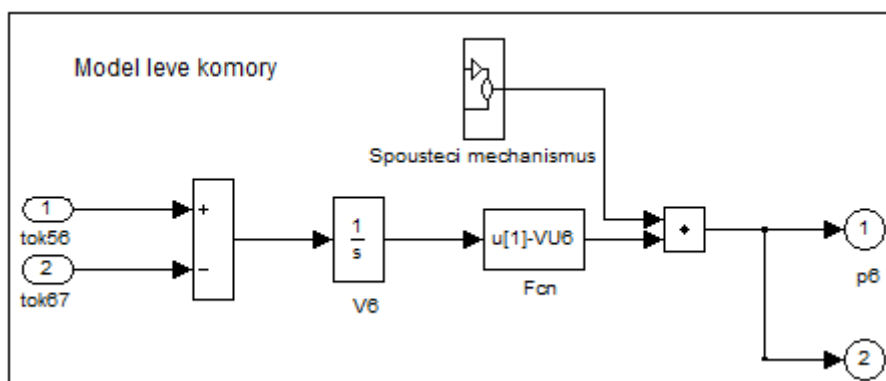
$$V = 109 ml$$

3.4.2 Levá komora

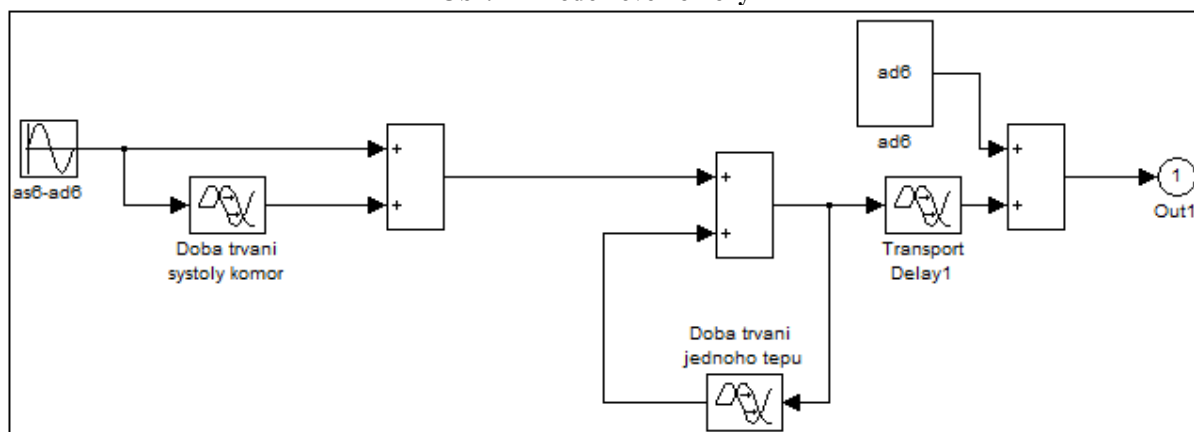
Na obrázku 14 je zobrazen model levé komory. Tento model byl vytvořen na základě stejných rovnic jako model pravé komory. Bloky označené jako „tok.“ jsou popsány:

Tok 56: tok z levé síně do levé komory

Tok 67: tok z levé komory do aorty a tepen



Obr. 14 Model levé komory



Obr. 15 Spouštěcí mechanismus

Model spouštěcího mechanismu je uveden na obrázku 15. Hodnota spouštěcího mechanismu se spočítá pomocí rovnice:

$$a_v(t) = y * (a_{VS} - a_{VD}) + a_{VD} \dots [Pa / m^3] \quad (2.7)$$

kde:

- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus $[Pa/m^3]$
- a_{VS} – maximální amplituda při systole komor $[Pa/m^3]$
- a_{VD} – minimální amplituda při diastole komor $[Pa/m^3]$
- x – funkce, která tvarově a časově vyjadřuje systolu síní

Vypočtené parametry a parametry, které uvádí literatura, se dosadí do rovnice:

$$a_{VS} = 1,05 * 1,2 * 2,03e8 [Pa / m^3]$$

$$a_{VD} = 3 * 1e6 [Pa / m^3]$$

$$y = 0,03$$

$$a_v(t) = y * (a_{VS} - a_{VD}) + a_{VD} \dots [Pa / m^3]$$

$$a_v(t) = 0.03(1,05 * 1,2 * 2,03e8 - 3 * 1e6) + 3 * 1e6 [Pa / m^3]$$

$$a_v(t) = 10583400 [Pa / m^3]$$

Aby bylo možné vytvořit model levé komory, je nutné vypočítat rovnici:

$$P = a(t) * (V - VU) \dots [Pa] \quad (2.3)$$

kde:

- P – tlak v segmentu [Pa]
- $a(t)$ – spouštěcí mechanismus vnější síly [Pa/m^3]
- V_j – objem v segmentu [m^3]
- VU_j – zbytkový objem [m^3]

Do rovnice se dosadí následující parametry, které odpovídají fyziologickému rozboru.

$$P = 2000 \text{ Pa} = 16 \text{ mmHg}$$

$$VU = 0 \text{ m}^3$$

$$V = ? [\text{m}^3]$$

Pro výpočet objemu se rovnice (2.3) převede do tvaru:

$$V = \frac{P}{a(t)} + VU [\text{m}^3]$$

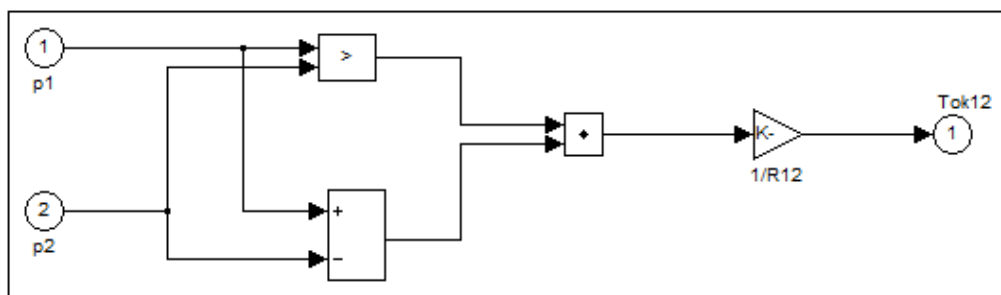
$$V = \frac{2000}{10583400} + 0 [\text{m}^3]$$

$$V = 1,8e - 4 \text{ m}^3$$

$$V = 180 \text{ ml}$$

3.4.3 Tok mezi pravou síní a pravou komorou

Model toku mezi pravou síní a pravou komorou je zobrazen na obrázku 16. Vychází z toho, že model funguje pouze tehdy, je-li tlak v pravé síni větší než v pravé komoře. Pokud je tento předpoklad splněn, otevřou se chlopně mezi síněmi a komorami a nastává plnění komor krví, jak již bylo zmíněno ve fyziologickém úvodu.



Obr. 16 Model toku 12

Vzorec pro chlopeň mezi pravou síní a pravou komorou:

$$F_{RARV} = (p_{RA} - p_{RV}) / R_{RARV} \text{ pro } p_{RA} > p_{RV} \quad (2.11)$$

$$F_{RARV} = 0 \text{ pro } p_{RA} < p_{RV}$$

kde:

- p_{RA} – tlak v pravé síni [Pa]
- p_{RV} – tlak v pravé komoře [Pa]
- R_{RARV} – odpor mezi pravou síní a pravou komorou [$\text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$]

Do rovnice byly dosazeny následující parametry, které odpovídají fyziologickým hodnotám

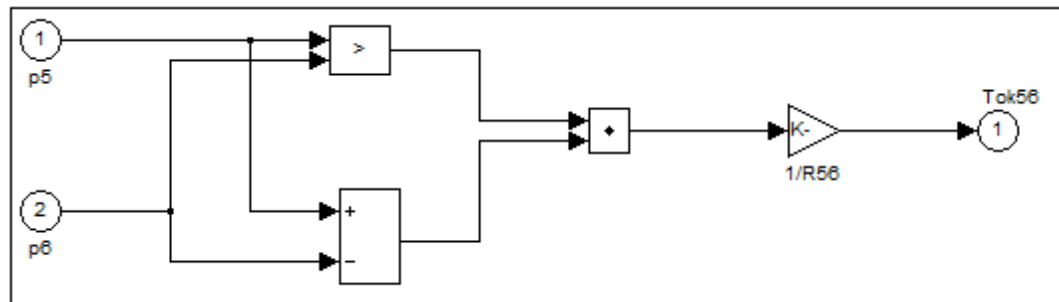
$$p_{RA} = 800 \text{ Pa}$$

$$p_{RV} = 3000 \text{ Pa}$$

$$R_{RARV} = 7e4 \text{ kPa*s/m}^3$$

3.4.4 Tok mezi levou síní a levou komorou

Model na obrázku 17 je sestaven obdobně jako tok pravou síní a pravou komorou srdeční.



Obr. 17 Model toku mezi levou síní a levou komorou

Vzorec pro chlopiň mezi levou síní levou komorou:

$$F_{LALV} = (p_{LA} - p_{LV}) / R_{LALV} \text{ pro } p_{LA} > p_{LV} \quad (2.11)$$

$$F_{LALV} = 0 \text{ pro } p_{LA} < p_{LV}$$

kde:

- p_{RA} – tlak v pravé síní [Pa]
- p_{RV} – tlak v pravé komoře [Pa]
- R_{RARV} – odpor mezi levou síní a levou komorou [Pa*s/m³]

Parametry odpovídající fyziologickým hodnotám byly dosazeny do rovnice.

$$p_{LA} = 1600 \text{ Pa}$$

$$p_{LV} = 20000 \text{ Pa}$$

$$R_{LALV} = 1,8e5 \text{ kPa*s/m}^3$$

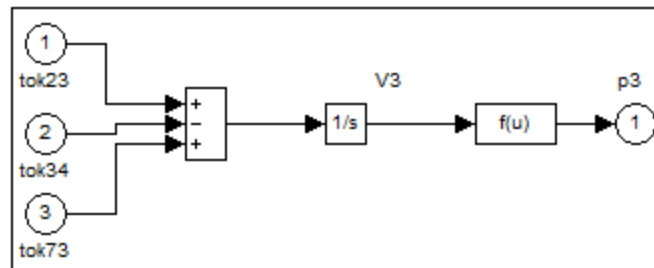
3.4.5 Plícnice

Plícnice neboli plicní tepna přivádí krev z pravé komory do plic. Je to jediná tepna, která za normálních podmínek vede odkysličenou krev. Model na obrázku 18 je sestaven na základě rovnice (2.1). Podle níž se vepíše do bloku INTEGRATOR vypočtený objem plícnice, a do bloku FUNCTION se uvede zbylá část rovnice.

Tok 23: tok plicnicí

Tok 34: tok plicním řečištěm

Tok 73: tok zkratem



Obr. 18 Model plicnice

Při vytváření modelu se postupovalo podle rovnice:

$$p = \frac{V - VU}{C} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p – tlak [Pa]
- V – objem [m^3]
- VU – zbytkový objem [m^3]
- C – poddajnost [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Hodnoty tlaku, zbytkového objemu i poddajnosti odpovídají fyziologickým hodnotám. Je nutné vypočítat hodnotu objemu plicnice.

$$p = 4000 Pa$$

$$VU = 7e - 5 m^3$$

$$C = 0,5 * 3,6e - 8 \frac{m^3}{kPa}$$

Převedením rovnice (2.1) do následujícího tvaru byl vypočten objem v segmentu.

$$V = (p * C) + VU \dots [m^3]$$

$$V = (4000 * 0,5 * 3,6e - 8) + 7e - 5$$

$$V = 1,42e - 4 m^3$$

$$V = 142 ml$$

3.4.6 Aorta

Aorta odvádí krev z levé komory do těla a je to největší tepna v těle. Model na obrázku 19 je sestaven pomocí stejné rovnice, jako model plicnice. Proto jsou i zde stejné bloky, do kterých se vepisují hodnoty daných veličin a rovnic.

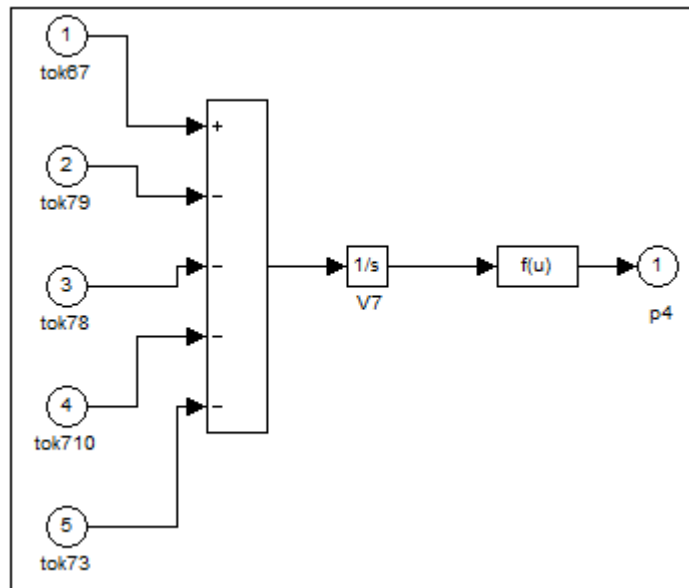
Tok 67: tok aortou a tepnami

Tok 79: tok z aorty do bronchiálního oběhu

Tok 78: tok vlásečnicemi

Tok 710: tok do periferního zkratu

Tok 73: tok zkratem



Obr. 19 Model aorty

Model byl vytvořen pomocí rovnice:

$$P = \frac{(V - VU)}{C} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p – tlak [Pa]
- V – objem [m^3]
- VU – zbytkový objem [m^3]
- C – poddajnost [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Do rovnice byly dosazeny parametry, které odpovídají fyziologickým hodnotám.

$$P = 15\,000\,Pa$$

$$C = 1,2 \cdot 5,8e-9\,m^3/kPa$$

$$VU = 7e-5\,m^3$$

$$V = ?[m^3]$$

Převedením rovnice (2.1) do tvaru byl vypočítán objem segmentu:

$$V = P \cdot C + VU \dots [m^3]$$

$$V = 15000 \cdot (1,2 \cdot 5,8e-9) + 7e-5 [m^3]$$

$$V = 1,74e-4 m^3$$

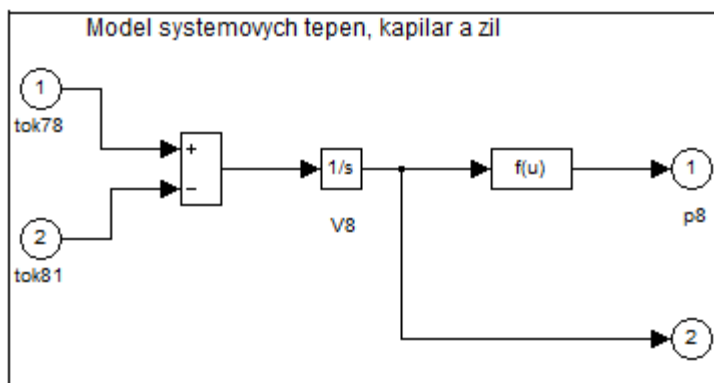
$$V = 174 ml$$

3.4.7 Systémové tepny, kapiláry a žíly

Model na obrázku 20 je popsán základní rovnicí (2.1). Do bloku INTEGRATOR se vepíše hodnota vypočteného objemu. Rovnice je namodelována v bloku FUNCTION. Výstupem je hodnota tlaku segmentu.

Tok 78: tok vlásečnicemi

Tok 81: tok dutými žilami do levé síně



Obr. 20 Model systémových tepen, kapilár a žil

Model byl vytvořen pomocí rovnice:

$$P = \frac{(V - VU)}{C} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p – tlak [Pa]
- V – objem [m^3]
- VU – zbytkový objem [m^3]
- C – poddajnost [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Do rovnice (2.1) byly dosazeny následující parametry odpovídající fyziologickým hodnotám.

$$P = 2\,125\,Pa$$

$$C = 0,4 \cdot 6,2e-9\,m^3/kPa$$

$$VU = 1,8 \cdot 2,2475e-3\,m^3$$

$$V = ?[m^3]$$

Byl vypočten objem segmentu převedením rovnice (2.1) do tvaru:

$$V = P \cdot C + VU \dots [m^3]$$

$$V = 2,125 \cdot (0,4 \cdot 6,2e-9) + 1,8 \cdot 2,2475e-3 [m^3]$$

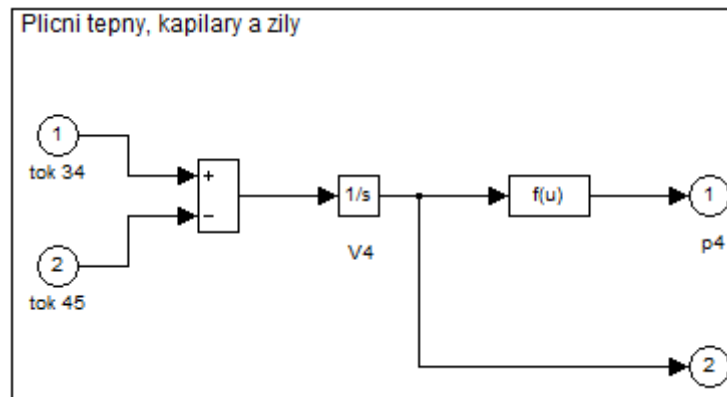
$$V = 4,05e-3 m^3$$

3.4.8 Plicní tepny, kapiláry a žíly

Na obrázku 21 je zobrazen model plicních tepen, kapilár a žil. Obdobně jako v systémových cévách, je popsán i tok v plicních cévách.

Tok 34: tok plicním řečištěm

Tok 45: tok plicními žilami do levé síně



Obr. 21 Model plicních tepen, kapilár a žil

Model byl vytvořen pomocí rovnice:

$$P = \frac{(V - VU)}{C} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p – tlak [Pa]
- V – objem [m^3]
- VU – zbytkový objem [m^3]
- C – poddajnost [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Do rovnice byly dosazeny následující parametry, které se shodují s fyziologickými hodnotami:

$$P = 875 \text{ Pa}$$

$$C = 0,5 \cdot 4,2e-8 \text{ m}^3/kPa$$

$$VU = 0,2 \cdot 2,2475e-3 \text{ m}^3$$

$$V = ? [m^3]$$

Objem segmentu je vypočten převedením rovnice (2.1) do tvaru:

$$V = P \cdot C + VU \dots [m^3]$$

$$V = 0,875 \cdot (0,5 \cdot 4,2e-8) + 10,2 \cdot 2,2475e-3 [m^3]$$

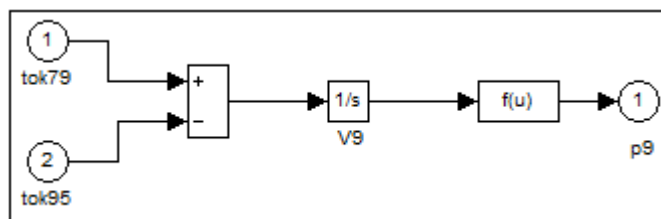
$$V = 4,5e-4 m^3$$

3.4.9 Bronchiální okruh

Model bronchiálního okruhu je zobrazen na obrázku 22. Toky, které do modelu vstupují a vystupují, jsou:

Tok 79: tok aorta \rightarrow bronchiální oběh

Tok 95: tok z bronchiálního okruhu do levé síně



Obr. 22 Model bronchiálního okruhu

Bloky v modelu byly sestaveny dle rovnice:

$$P = \frac{(V - VU)}{C} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p – tlak [Pa]
- V – objem [m^3]
- VU – zbytkový objem [m^3]
- C – poddajnost [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Do rovnice byly dosazeny následující parametry, které odpovídají fyziologickým hodnotám.

$$C = 1e-8 \text{ m}^3/kPa$$

$$VU = 0 \text{ m}^3$$

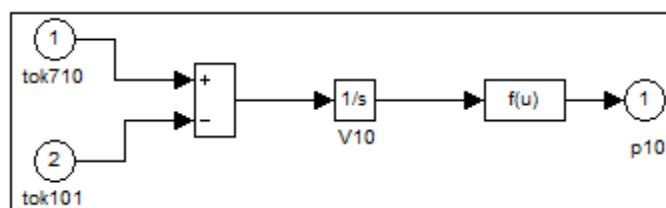
$$V = 0 \text{ m}^3$$

3.4.10 Periferní zkrat

Model periferního zkratu je na obrázku 23. Do bloku INTEGRATOR se vepíše hodnota vypočteného objemu a výstupem tohoto modelu je tlak v segmentu.

Tok 710: tok do periferního zkratu

Tok 101: tok periferního zkratu do pravé síně



Obr. 23 Model periferního zkratu

Model je sestaven na základě stejné rovnice jako model bronchiálního okruhu:

$$P = \frac{(V - VU)}{C} \dots [Pa] \quad (2.1)$$

kde:

- p – tlak [Pa]
- V – objem [m^3]
- VU – zbytkový objem [m^3]
- C – poddajnost [$m^3 \cdot Pa^{-1}$]

Do rovnice byly dosazeny parametry odpovídající fyziologickým hodnotám:

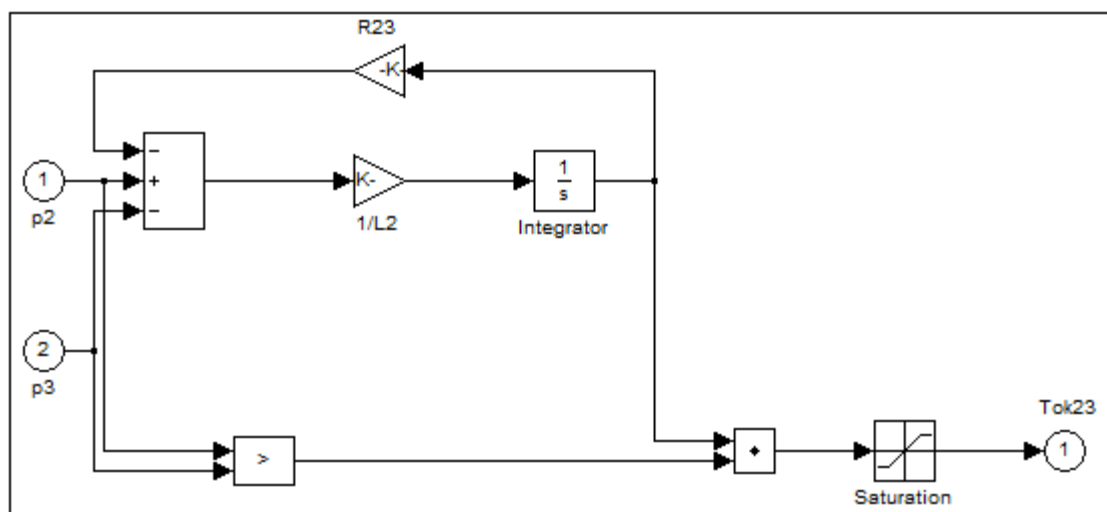
$$C = 1e-9 \text{ m}^3/\text{kPa}$$

$$VU=0 \text{ m}^3$$

$$V=0 \text{ m}^3$$

3.4.11 Tok plicnicí

Na obrázku 24 je model toku plicnicí. Jedná se o tok mezi pravou komorou a plicnicí.



Obr. 24 Model toku plicnicí

U tohoto modelu se uplatňuje chlopníový mechanismus, který brání zpětnému toku krve z výstupních tepen do komor:

$$F_{RVPL} = (p_{RV} - p_{PL}) / R_{RVPL} \quad \text{pro } p_{RV} > p_{PL} \quad (2.11)$$

$$F_{RVPL} = 0 \quad \text{pro } p_{RV} < p_{PL}$$

kde:

- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$\text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$]

Znamená to, že tlak v pravé komoře musí být vyšší než tlak v plicnici.

Výtok z komor je modelován rovnicí:

$$p_i - p_j = R_{ij} * F_{ij} + L_j * \frac{dF_{ij}}{dt} \quad (2.12)$$

kde:

- L_i je indukčnost tepny [$\text{Pa} \cdot \text{s}^2 / \text{m}^3$]
- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$\text{Pa} \cdot \text{s} / \text{m}^3$]

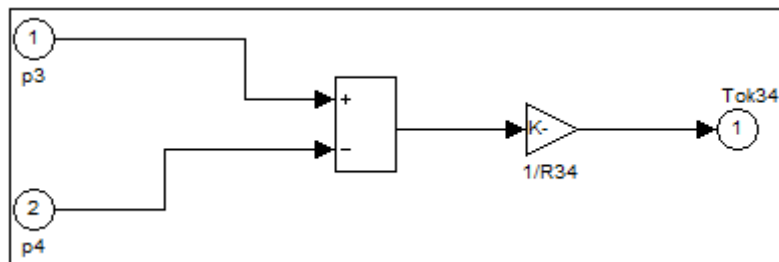
Do modelu byly dosazeny následující parametry, které odpovídají fyziologickým hodnotám:

$$L_2 = 0,5 * 1e2 [\text{kPa} \cdot \text{s}^2 / \text{m}^3]$$

$$R23 = 8e4 [\text{kPa} \cdot \text{s} / \text{m}^3]$$

3.4.12 Tok plicním řečištěm

Model toku plicním řečištěm je zobrazen na obrázku 25. Model představuje tok mezi plicnicí a plicními tepnami, kapilárami a žilami.



Obr. 25 Model toku plicním řečištěm

Model vychází ze základní rovnice:

$$F_{ij} = \frac{p_i - p_j}{R_{ij}} \dots \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (2.11)$$

kde:

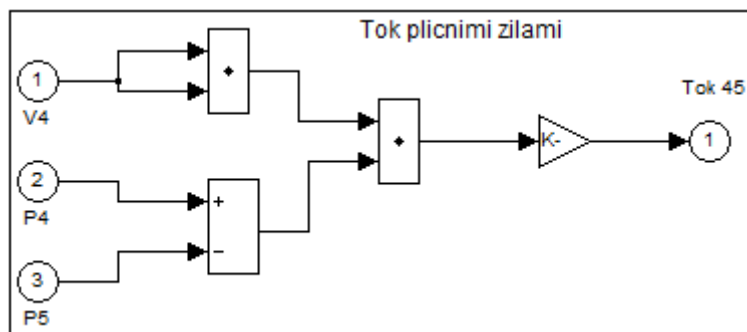
- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$Pa \cdot s / m^3$]

Do rovnice byl dosazen následující parametr, jehož velikost odpovídá fyziologickým hodnotám:

$$R_{ij} = 2 \cdot 2e6 [kPa / m^3]$$

3.4.13 Tok plicními žilami

Model toku plicními žilami je zobrazen na obrázku 26. Vstupním parametrem modelu je nejen tlak v jednotlivých segmentech, ale i hodnota objem z modelu plicních tepen, kapilár a žil.



Obr. 26 Model toku plicními žilami

Tok označený jako žilní návrat do síní je popsán rovnicí:

$$F_{ij} = \frac{(p_i - p_j) \cdot V_j^2}{R_{ij} \cdot VU_j^2} \dots \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (2.13)$$

kde:

- p_i, p_j – tlaky v jednotlivých segmentech [Pa]
- V_j – objem segmentu [m^3]
- R_{ij} – odpor kladený proudění krve [$Pa \cdot s / m^3$]
- VU_j – zbytkový objem [m^3]

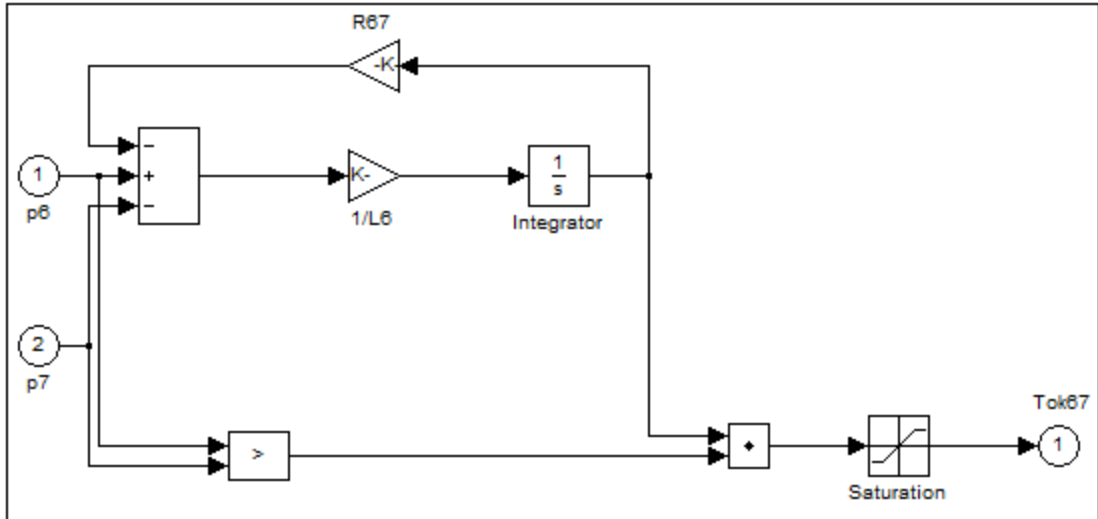
Do modelu byly dosazeny následující parametry, které odpovídají fyziologickým hodnotám.

$$VU4 = 0,2 * (2,2475e-3) \text{ m}^3$$

$$R81 = 3 * 4,3e6 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$$

3.4.14 Tok systémovými tepnami

Model toku systémovými tepnami je na obrázku 27.



Obr. 27 Model toku systémovými tepnami

Model toku z levé komory do aorty je sestaven na základě dvou rovnic. Následující rovnice charakterizuje činnost chlopněvého mechanismu, který se uplatňuje jak při modelování toku mezi srdečními síněmi a komorami, tak i při modelování výstupního toku z komor. Základem je, že tlak v levé komoře musí být vyšší než tlak v aortě, aby došlo k otevření poloměščitých chlopní.

$$F_{LVA} = (p_{LV} - p_A) / R_{LVA} \quad \text{pro } p_{LV} > p_A \quad (2.11)$$

$$F_{LVA} = 0 \quad \text{pro } p_{LV} < p_A$$

kde:

- p_{LV} – tlak v levé komoře [Pa]
- p_A – tlak v aortě [Pa]
- R_{LVA} – odpor mezi levou komorou a aortou [Pa*s/m³]

Rovnice popisuje setrvačnost toku krve tepennými segmenty. Aby se odstranila derivace, je v modelu blok INTEGRATOR. Ostatní bloky mají obdobný význam jako v předchozích modelech.

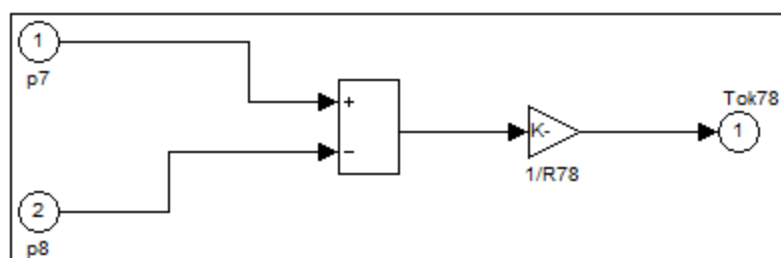
$$p_i - p_j = R_{ij} * F_{ij} + L_j * \frac{dF_{ij}}{dt} \quad (2.12)$$

kde:

- L_i je indukčnost tepny [Pa*s²*m³]
- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [Pa*s/m³]

3.4.15 Tok systémovými vlásčnicemi

Model toku systémovými vlásčnicemi je uveden na obrázku 28. Jedná se o model toku mezi aortou a systémovými tepnami, kapilárami a žilami.



Obr. 28 Model toku systémovými vlásčnicemi

Při sestavování modelu se vycházelo ze základní rovnice:

$$F_{ij} = \frac{p_i - p_j}{R_{ij}} \dots \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (2.11)$$

kde:

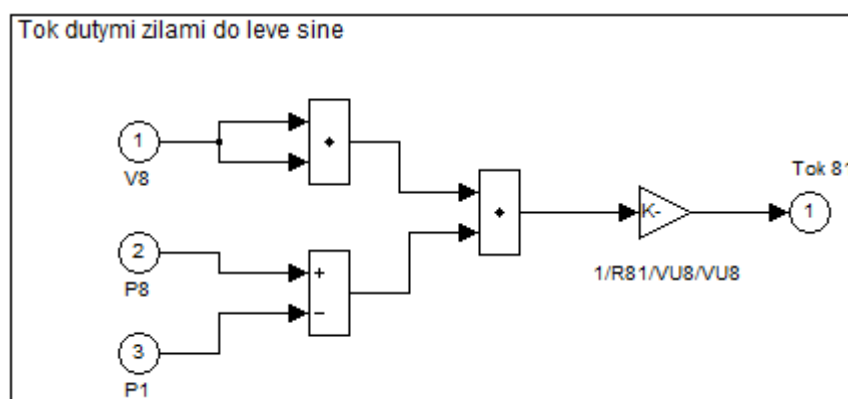
- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$Pa \cdot s / m^3$]

Do modelu byl dosazen následující parametr, jehož hodnota odpovídá fyziologické hodnotě:

$$R_{ij} = 2e7 [kPa / m^3]$$

3.4.16 Tok dutými žilami do levé síně

Na obrázku 29 je zobrazen model toku dutými žilami. Do modelu vstupují nejen hodnoty tlaků z modelů pravé síně a systémových cév, ale také hodnota objemu v segmentu systémových tepen, kapilár a žil.



Obr. 29 Model toku dutými žilami do levé síně

Tok označený jako žilní návrat do síní je popsán rovnicí:

$$F_{ij} = \frac{(p_i - p_j) * V_j^2}{R_{ij} * V U_j^2} \dots \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (2.13)$$

kde:

- p_i, p_j – tlaky v jednotlivých segmentech [Pa]
- V_j – objem segmentu [m^3]
- R_{ij} – odpor kladený proudění krve [$Pa \cdot s / m^3$]
- VU_j – zbytkový objem [m^3]

Do modelu byly dosazeny následující parametry, které odpovídají fyziologickým hodnotám:

$$VU8 = 1,8 \cdot 2,2475e-3 \text{ m}^3$$

$$R81 = 12e7-3e6 \text{ [kPa} \cdot \text{s/m}^3]$$

3.5 Rovnice pro popis toku zkraty

K popisu toků zkraty je použita základní rovnice:

$$F_{ij} = \frac{p_i - p_j}{R_{ij}} \dots \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (2.2)$$

kde:

- p_i, p_j – tlak v segmentech [Pa]
- R_{ij} – odpor mezi segmenty [$Pa \cdot s / m^3$]

Tok všemi zkraty je modelován tak, aby bylo možno zadávat čas jejich zapojení/odpojení do krevního řečiště. Při normálním nastavení parametrů jsou zkraty uzavřeny.

Hodnoty času pro zapojení/odpojení zkratů jsou uvedeny v literatuře a jsou stejné pro všechny zkraty.

Základním parametrem doba trvání jednoho pulzu: $T = 0,8$.

Výpočet pro zapojení zkratu do krevního řečiště:

$$t_{\text{z}} = 8 \cdot T [s]$$

$$t_{\text{z}} = 8 \cdot 0,8 [s]$$

$$t_{\text{z}} = 6,4 [s]$$

Výpočet pro odpojení zkratu:

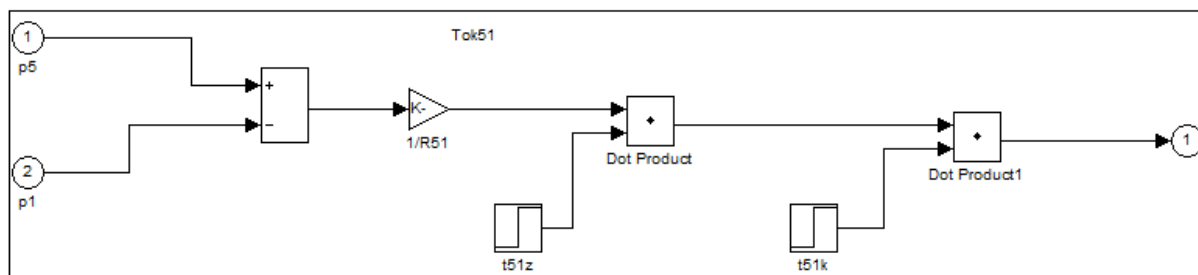
$$t_{\text{k}} = 30 \cdot T [s]$$

$$t_{\text{k}} = 30 \cdot 0,8 [s]$$

$$t_{\text{k}} = 24 [s]$$

3.5.1 Tok fetálním zkratem (z levé síně do pravé síně)

Tok fetální zkratem na obrázku 30 obsahuje dva vstupní bloky označené jako „p5“ a „p1“, které vstupují do bloku SUM, který určuje, zda se hodnoty sčítají nebo odečítají. Dalším blokem je GAIN, který násobí vstup o konstantní hodnotu (zisk). Do tohoto bloku se napíše převrácená hodnota odporu. Následuje blok DOT PRODUCT, který generuje skalární součin vektorů u jeho vstupů. Do tohoto bloku vstupuje také blok STEP, kde se napíše čas zapojení nebo odpojení zkratu. Tento blok určuje krok mezi dvěma úrovněmi v určeném čase. Parametry bloku jsou „step time“, kde se zadává hodnota času v sekundách, „initial value“ určuje vstup bloku, „final value“ je hodnota výstupu bloku a „sample time“, kde se zadává hodnota vzorkovací frekvence.

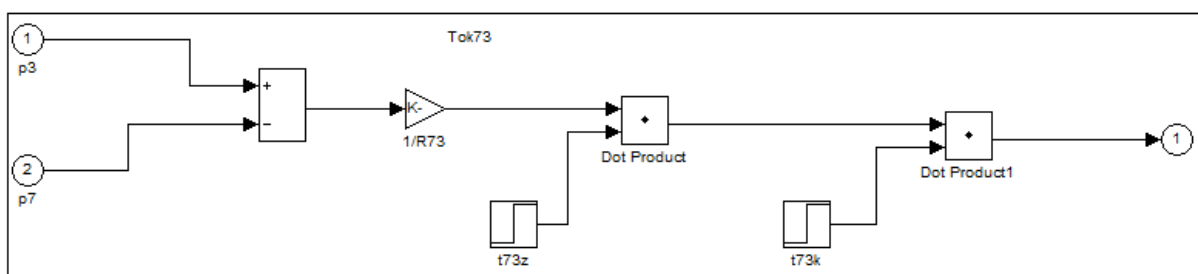


Obr. 30 Model toku fetálním zkratem

Do modelu byl zadán následující parametr, který je shodný s fyziologickou hodnotou.
 $R51 = 0,01 * 1,5e9 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$

3.5.2 Tok fetálním zkratem (z aorty do plicnice)

Model na obrázku 31 byl vytvořen na stejném principu jako všechny toky zkratem.

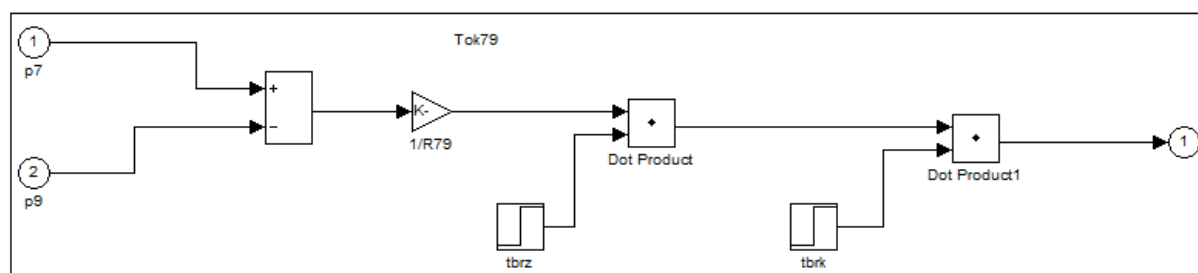


Obr. 31 Model toku fetálním zkratem

Parametr R73 byl dosazen do modelu. Jeho hodnota odpovídá fyziologické hodnotě.
 $R73 = 0,4 * 1,5e9 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$

3.5.3 Tok bronchiálním zkratem (z aorty do bronchiálního oběhu)

Na obrázku 32 je zobrazen model bronchiálním zkratem. Představuje zkrat mezi aortou a bronchiálním okruhem.

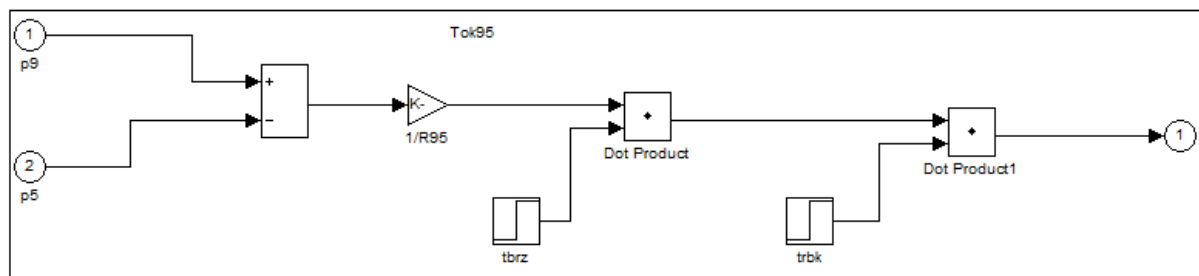


Obr. 32 Model toku bronchiálním zkratem

Do modelu byl dosazen následující parametr, jehož hodnota je shodná s fyziologickou hodnotou.
 $R79 = 0,5 * 1,5e9 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$

3.5.4 Tok bronchiálním zkratem (z bronchiálního okruhu do levé síně)

Na obrázku 33 je zobrazen tok bronchiálním zkratem, tok z bronchiálního okruhu do levé síně. Za normálních fyziologických podmínek neexistuje.



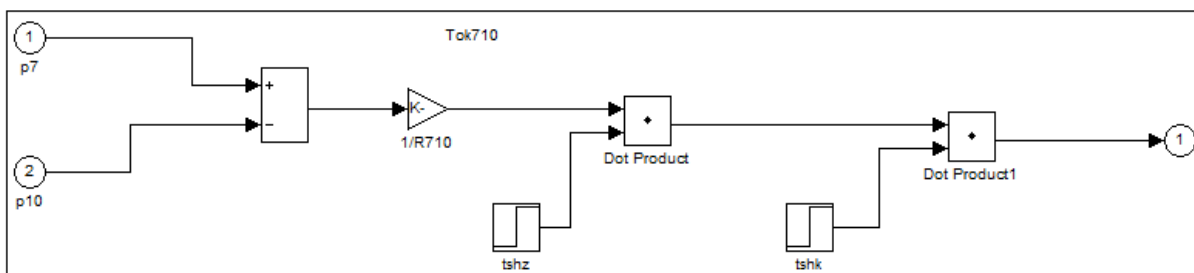
Obr. 33 Model toku bronchiálním zkratem

Následující parametr byl dosazen do modelu. Jeho hodnota se shoduje s hodnotou uváděnou ve fyziologii.

$$R95 = 0,5 * 1,5e9 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$$

3.5.5 Tok periferním zkratem (z aorty do periferního zkratu)

Model toku z aorty do periferního zkratu je zobrazen na obrázku 34.



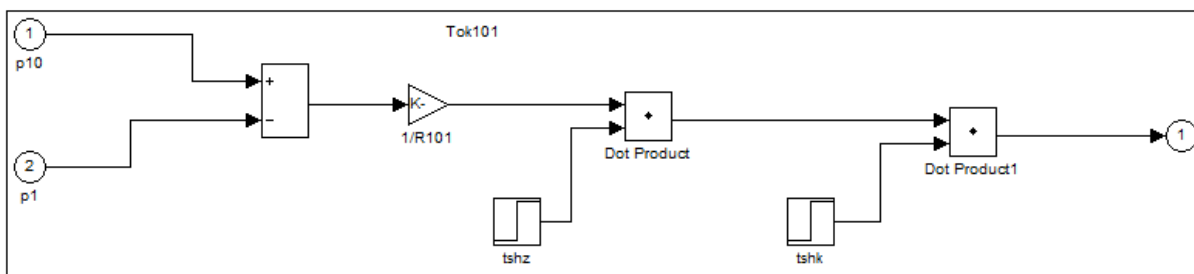
Obr. 34 Model toku periferním zkratem

Parametr R710 byl dosazen do modelu. Jeho hodnota se shoduje s hodnotou uváděnou ve fyziologické literatuře.

$$R710 = 0,5 * 1,5e9 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$$

3.5.6 Tok periferním zkratem (z periferního zkratu do levé síně)

Na obrázku 35 je ukázán model toku z periferního zkratu do levé síně.



Obr. 35 Model toku periferním zkratem

Do modelu periferním zkratem byl dosazen následující parametr, jehož hodnota odpovídá fyziologické hodnotě.

$$R51 = 0,5 * 1,5e9 \text{ [kPa*s/m}^3\text{]}$$

4 Uživatelské rozhraní pro práci s modelem

V programu matlab byly vytvořeny dvě uživatelské rozhraní GUI pro práci s modelem srdeční činnosti. Cílem bylo ovládat model pomocí tohoto rozhraní. V GUI byl vytvořen program, kterým lze měnit hodnoty objemu v srdečních segmentech. Tyto změny je možné vyhodnotit prostřednictvím výsledných grafů. Parametry modelu, které jsou přednastavené a nemění se, jsou pro přehlednost vypsány do m-file s názvem „data“. Tyto hodnoty jsou při spuštění simulace modelu automaticky načítány.

4.1 Realizace uživatelského rozhraní

Hlavní část zdrojového kódu pro vytvoření uživatelského rozhraní pro práci s modelem. Celý kód obou uživatelských rozhraní je pak uveden v příloze této práce.

```
mdl = 'krevniobeh';
load_system(mdl); % načtení modelu

%Cesta pro změnu hodnoty objemu v modelu
V_cesta = { '/Prava sin (1)/Integrator2', '/Prava komora
(2)/Integrator2', ...
            '/Leva komora (6)/Integrator2', '/Leva sin (5)/Integrator2'};

data;

V_hodnota{1}=get(handles.objmedit1,'String');
V_hodnota{2}=get(handles.objmedit2,'String');
V_hodnota{3}=get(handles.objmedit3,'String');
V_hodnota{4}=get(handles.objmedit4,'String');

%Stanovení podmínky pro špatně zadanou hodnotu objemu
load_system(mdl);
for j=1:4
    if not(isnan(str2double(V_hodnota{j})))
        set_param([mdl
V_cesta{j}], 'InitialCondition', num2str(V_hodnota{j}));
    else
        msgbox(['Je treba zadat numerickou hodnotu pro objem V'
num2str(j)], 'Chybne pocatecni podminky');
        set(handles.pushbutton12, 'Enable', 'on');
        return;
    end
end

%Vykreslení grafů z modelu a popis os
[T,X,Y] = sim(mdl);

axes(handles.axes1);
plot(T,Y(:,1));

axes(handles.axes3);
plot(T,Y(:,2));

axes(handles.axes4);
plot(T,Y(:,3));
```

```

axes(handles.axes2);
plot(T,Y(:,4));

set(handles.pushbutton12,'Enable','on');

xlabel(handles.axes1,'t [s]')
xlabel(handles.axes2,'t [s]')
xlabel(handles.axes3,'t [s]')
xlabel(handles.axes4,'t [s]')

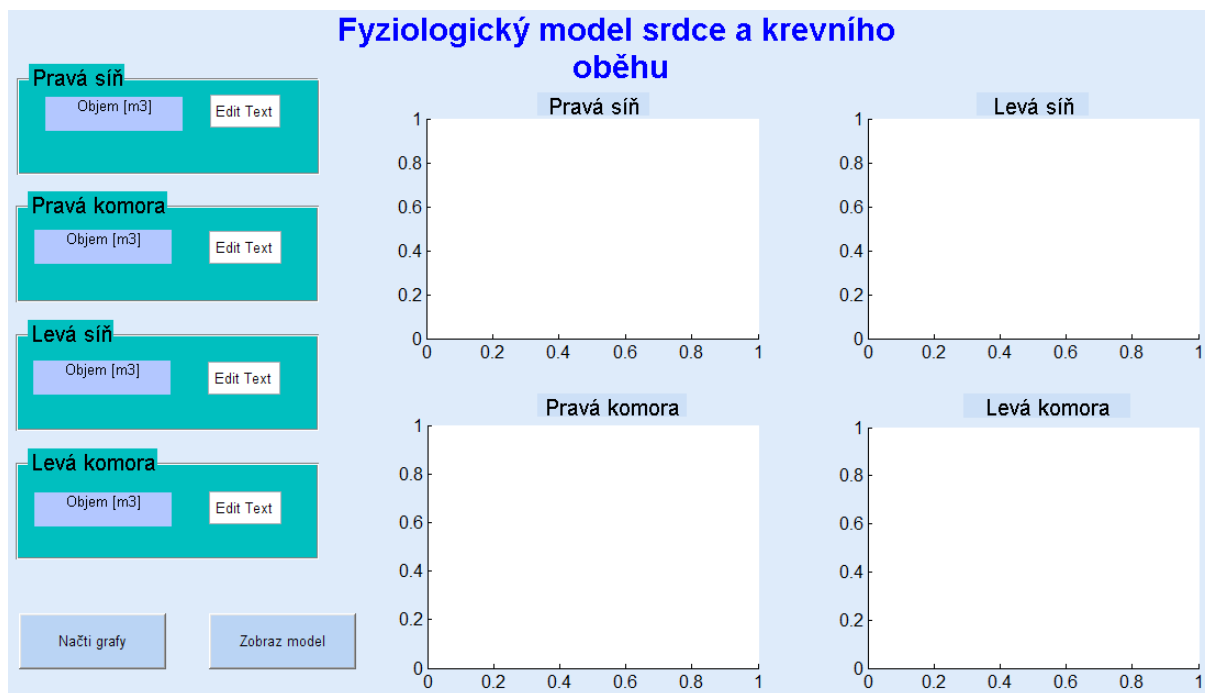
ylabel(handles.axes1,'p1 [Pa]')
ylabel(handles.axes2,'p2 [Pa]')
ylabel(handles.axes3,'p5 [Pa]')
ylabel(handles.axes4,'p6 [Pa]')

```

4.1.1 GUI 1

Po načtení uživatelského rozhraní jsou v kolonce pro hodnoty objemů srdečních segmentů číselné hodnoty, které jsou přednastavené i v modelu. Hodnoty se mohou měnit dle výpočtů a fyziologických parametrů uvedených v této práci v předcházejících kapitolách. Uživatelské rozhraní je také ošetřeno pro případ, že do kolonky objemu nebude napsána číselná hodnota. V tomto případě program upozorní na chybu a žádné grafy nevykreslí.

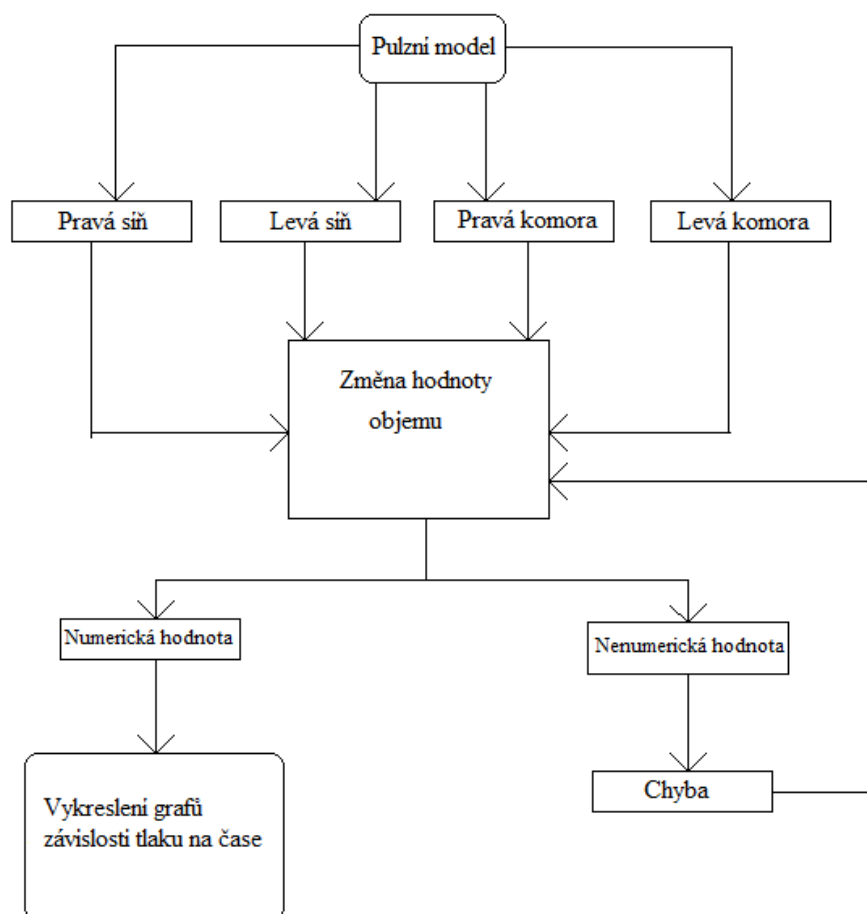
V programu se mění pouze hodnoty objemu, protože ostatní hodnoty v modelu jsou pevně dány.



Obrázek 36 Vzhled uživatelského rozhraní

Na obrázku 36 je uveden vzhled uživatelského rozhraní pro práci s modelem. Jsou zde vyobrazeny čtyři grafy, kde se po zadání hodnot do kolonky „Edit Text“, a po stisknutí tlačítka „Načti grafy“ zobrazí průběhy daných křivek. Je také možno zobrazit si původní model stisknutím tlačítka „Zobraz model“ a prohlédnout si jednotlivé bloky, ze kterých byl vytvořen.

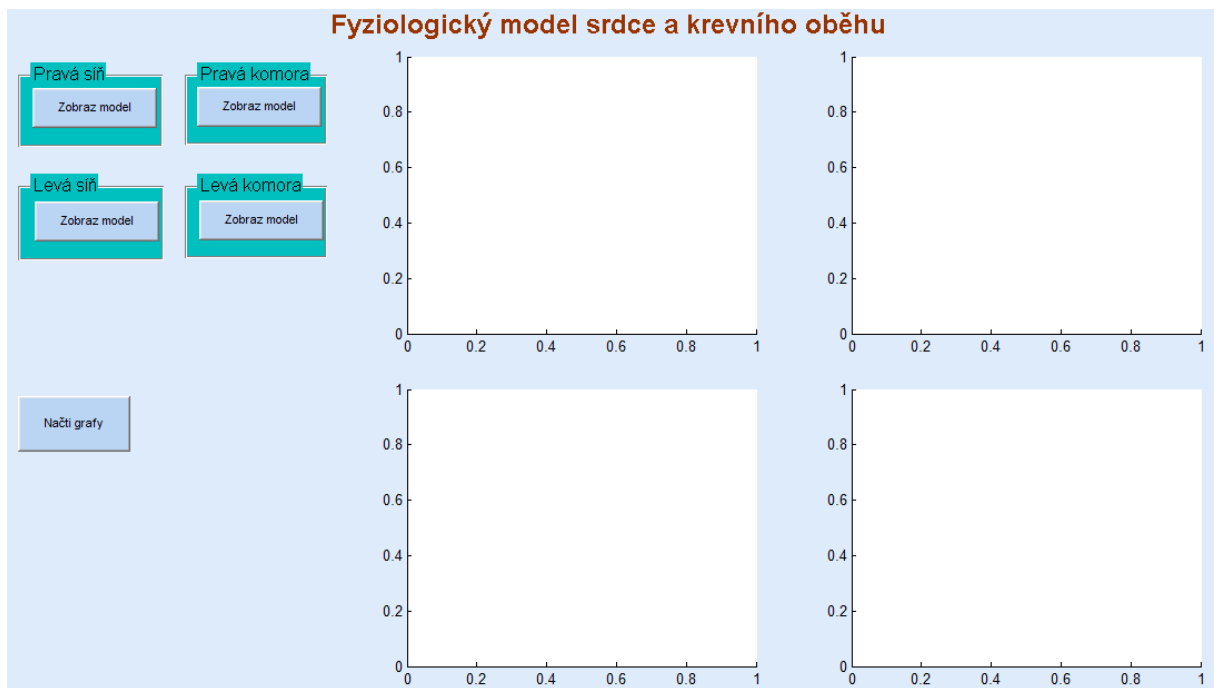
Na obrázku 37 je vývojový diagram pro GUI 1. Základem je pulzní model, v němž u segmentů pravá síň, levá síň, pravá komora a levá komora je možnost změnit hodnoty objemů v uživatelském rozhraní. Pokud je změna hodnoty numerická, vykreslí se grafy. Jestliže je změna hodnoty objemu nenumernická, zobrazí se chyba, kterou je nutné opravit.



Obrázek 37 Vývojový diagram GUI 1

4.1.2 GUI 2

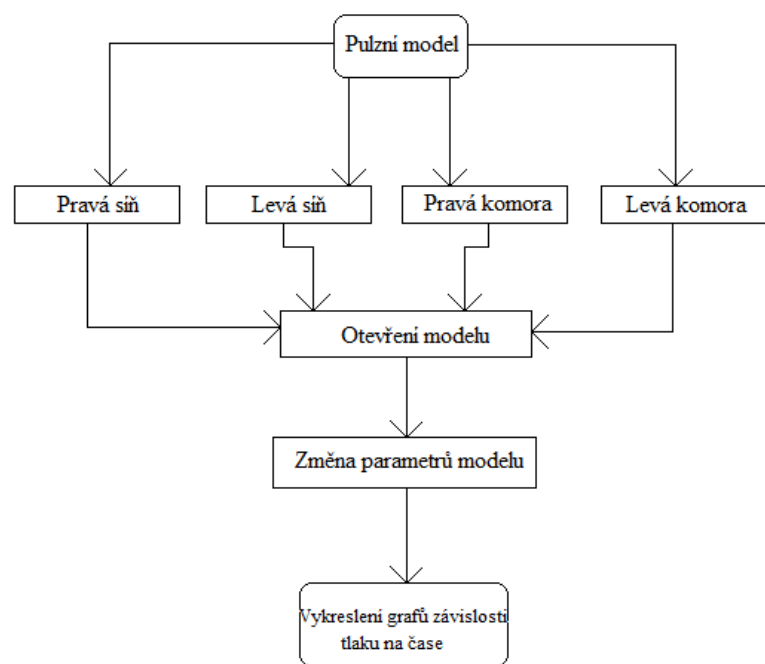
Druhé uživatelské rozhraní bylo vytvořeno tak, aby bylo možné pracovat přímo s modelem v simulinku. Je vytvořeno na stejném principu jako předchozí uživatelské rozhraní, ale má méně funkcí.



Obrázek 38 Vzhled uživatelského rozhraní pro práci s modelem v simulinku

Na obrázku 38 je zobrazeno uživatelské rozhraní pro práci s modelem přímo v simulinku. Jsou zde vyobrazeny čtyři grafy, kde se po stisknutí tlačítka „Načti grafy“ zobrazí průběhy daných křivek. Parametry jednotlivých segmentů se mění přímo v modelu. Konkrétní model se zobrazí po stisknutí tlačítka „Zobraz model“.

Vývojový diagram je na obrázku 39 pro GUI 2. Základem je pulzní model, v němž u segmentů pravá síň, levá síň, pravá komora a levá komora je možnost změnit parametry přímo v modelu v simulinku. Po zadání hodnot se vykreslí grafy závislosti.



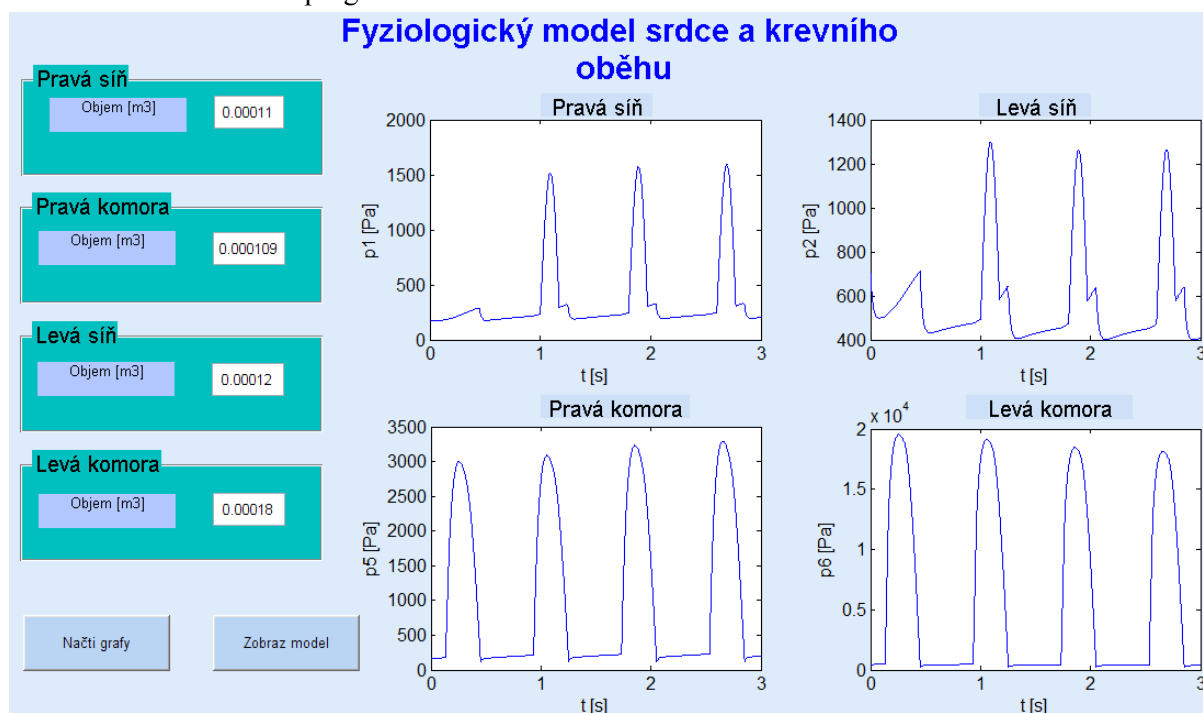
Obrázek 39 Vývojový diagram pro GUI 2

5 Ověření funkčnosti vytvořeného modelu

Dosazením fyziologických a vypočtených hodnot z předcházející kapitoly do modelu, je možné sledovat výsledné průběhy grafů jednotlivých submodelů. Tyto grafy umožňují sledovat závislosti fyziologických parametrů jednotlivých částí pulzního modelu.

5.1 Ověření funkčnosti modelu ovládaného pomocí uživatelského rozhraní 1

Na obrázku 40 jsou zobrazeny výsledné grafy z jednotlivých srdečních segmentů pomocí uživatelského rozhraní v programu GUI.

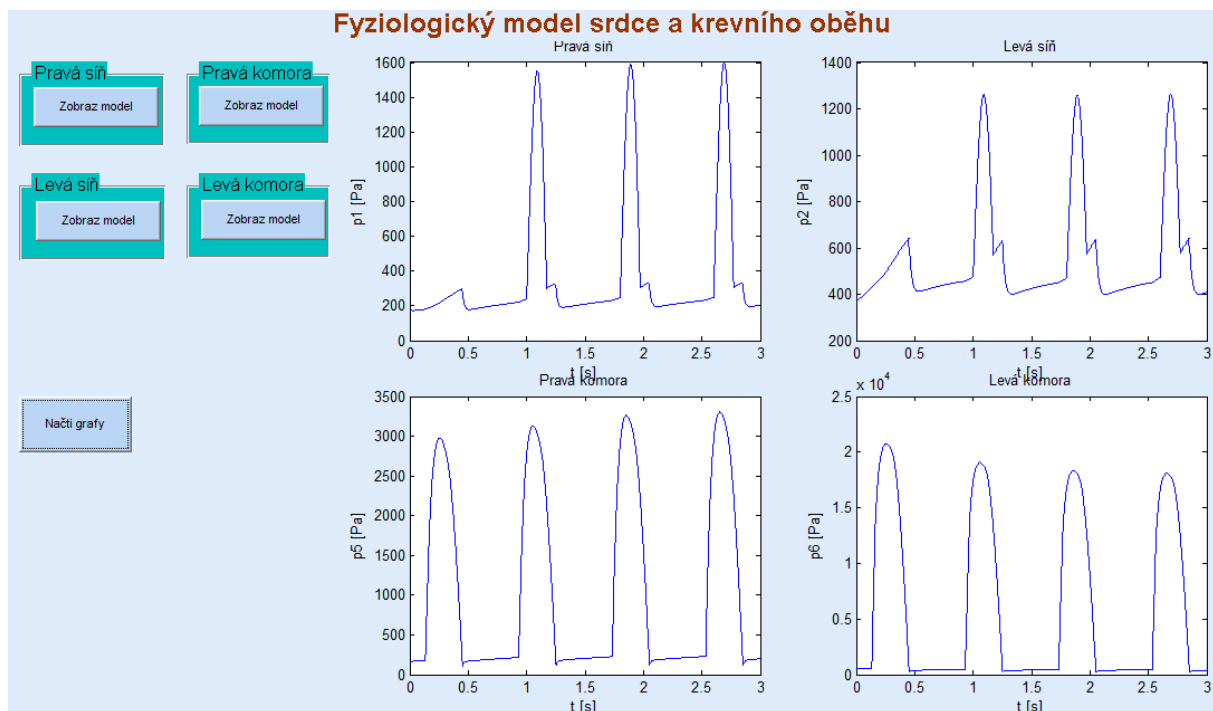


Obrázek 40 Konkrétní zobrazení hodnot a grafů v uživatelském rozhraní

Po zadání hodnot objemů a spuštění se v grafech zobrazí konkrétní průběhy. Jedná se o závislost tlaku daného segmentu na čase. Z fyziologického rozboru vyplývá, že se mění jak průběhy tlaků, tak i objem v síních a komorách srdce podle toho, v jaké fázi srdečního cyklu se zrovna nachází. Proto, když se změní objem v srdeční síni nebo komoře, změní se i tlak v tomto segmentu.

5.2 Ověření funkčnosti modelu pomocí uživatelského rozhraní 2

Následující průběhy grafů jsou výsledky z druhého uživatelského rozhraní vytvořeného pro práci s modelem. Hodnoty objemu se však nemění v tomto rozhraní, ale přímo v modelu v simulinku.



Obrázek 41 Výsledné průběhy grafů v uživatelském rozhraní 2

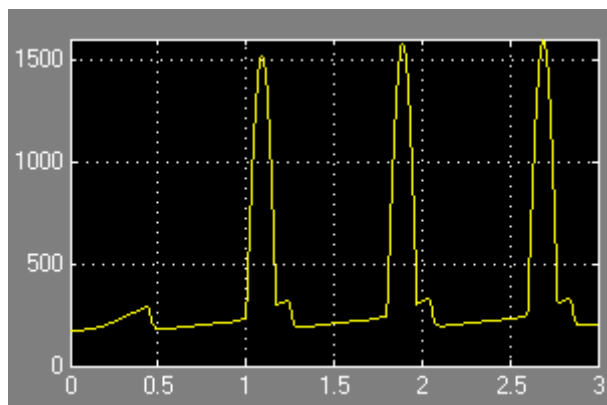
Na obrázku 41 je zobrazeno uživatelské rozhraní, prostřednictvím kterého lze otevřít model daného segmentu a měnit parametry jednotlivých bloků přímo v modelu vytvořeném v simulinku. Po stisknutí tlačítka „Zobraz model“, se zobrazí model konkrétního segmentu, v němž se provedou změny přednastavených parametrů. Změny v modelu se uloží a po stisknutí tlačítka „Načti grafy“ se vykreslí grafy závislosti tlaku segmentu na čase.

5.3 Ověření funkčnosti modelu v simulinku

Spuštěním simulace modelu se otevřením bloku „scope“ zobrazí průběhy grafů jednotlivých částí v modelu. Ve všech níže uvedených grafech je na ose x vykreslen čas [s] a na ose y tlak [Pa].

5.3.1 Výsledný graf pravé síně

Graf 1 zobrazuje průběh tlaku v pravé síni během srdečního cyklu. V tomto případě se křivka vykresluje do hodnoty 3 sekund.

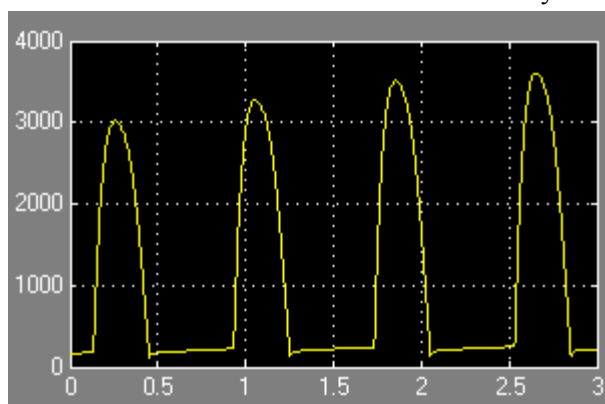


Graf 1: Graf závislosti tlaku pravé srdeční síně na čase

Podle grafu 1 je systolický tlak cca 1 500Pa (12mmHg) a diastolický tlak klesá k hodnotě 200Pa (1,6mmHg). Literatura uvádí, že tlak v pravé síni se pohybuje přibližně do hodnoty 800Pa (do 8mmHg). Výsledné hodnoty z grafu neodpovídají hodnotám, které jsou uváděny v odborné literatuře. Mohlo by to být způsobeno nepřesnými výpočty, a také nedokonalou matematickou, fyzikální a fyziologickou aplikací srdeční činnosti, která je v realitě velmi složitá. Srdeční činnost je ovlivňována mnohem větším počtem vnějších i vnitřních faktorů, které na ni působí a v modelu nejsou zastoupeny.

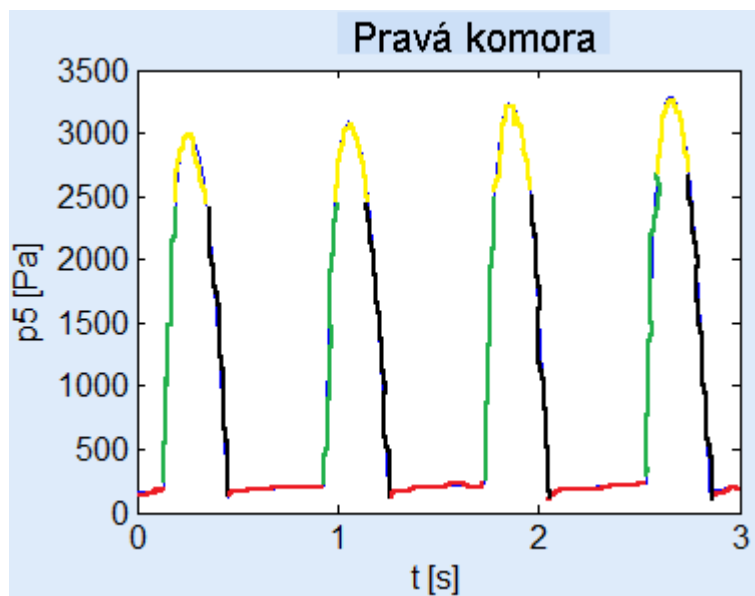
5.3.2 Výsledný graf pravé komory

Graf 2 znázorňuje průběh tlaku v levé komoře během srdečního cyklu.



Graf 2: Graf závislosti tlaku pravé srdeční komory na čase

V literatuře je stanovena hodnota tlaku v pravé komoře na konci diastoly do 800Pa (8mmHg), a systolický tlak se pohybuje v rozmezí 2 000 – 4 000Pa (16 – 32mmHg). Z grafu je zřejmé, že vykreslené hodnoty souhlasí s hodnotami uvedenými v literatuře. Hodnota diastolického tlaku se pohybuje kolem 200Pa (1,6mmHg) a systolický tlak se zvyšuje v rozmezí od 3 000Pa do 4000Pa (24mmHg – 32mmHg).

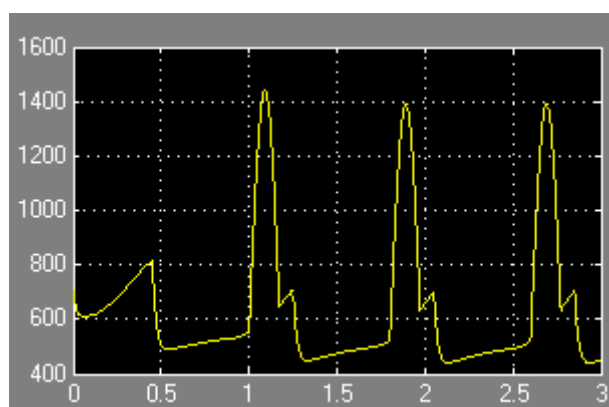


Obr 42 Graf srdečního cyklu pravé komory

Na obrázku 40 je vykreslen graf pravé srdeční komory, včetně vyznačeného srdečního cyklu. Červená barva odpovídá fázi, kdy se plní komory krví. Zelená barva představuje izovolumickou kontrakci, během níž jsou všechny chlopně uzavřeny, a tlak v komorách se rychle zvyšuje, až jeho hodnota přesáhne hodnotu tlaku ve výstupních tepnách a otevrou se poloměsíčité chlopně. Této fázi se říká ejekční fáze a na obrázku je znázorněna žlutě. Objem komor klesá, tlak roste až do maxima, ale v důsledku poklesu objemu komor, začne tlak klesat. Jakmile komorový tlak klesne pod úroveň výstupních tepen, dochází k uzavření poloměsíčitých chlopní a končí systola komor. Černá barva odpovídá fázi, která se nazývá izovolumická relaxace, která odpovídá ochabnutí srdečního svalu. [1]

5.3.3 Výsledný graf levé síně

Na grafu 3 je vykreslen průběh tlaku v pascálech (osa y) v levé síni v časovém rozmezí tří sekund (osa x).

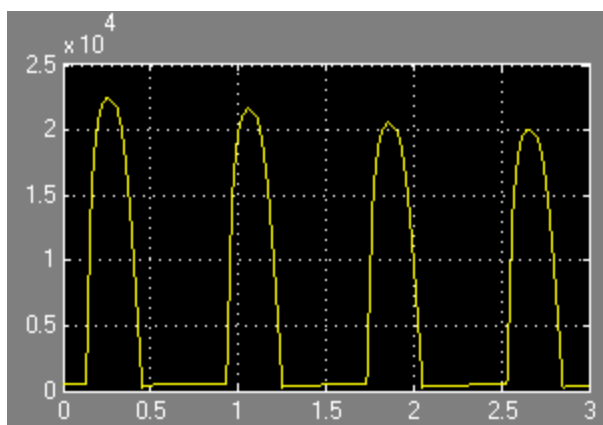


Graf 3: Graf závislosti tlaku pravé srdeční komory na čase

Hodnota tlaku zde dosahuje maximální hodnoty cca 1 500 Pa (12 mmHg). Vykreslená křivka odpovídá hodnotám tlaku uváděných v literatuře, které jsou v levé síni do 1600 Pa (12,8 mmHg). Diastolický tlak je vykreslován kolem hodnoty 500Pa (4mmHg).

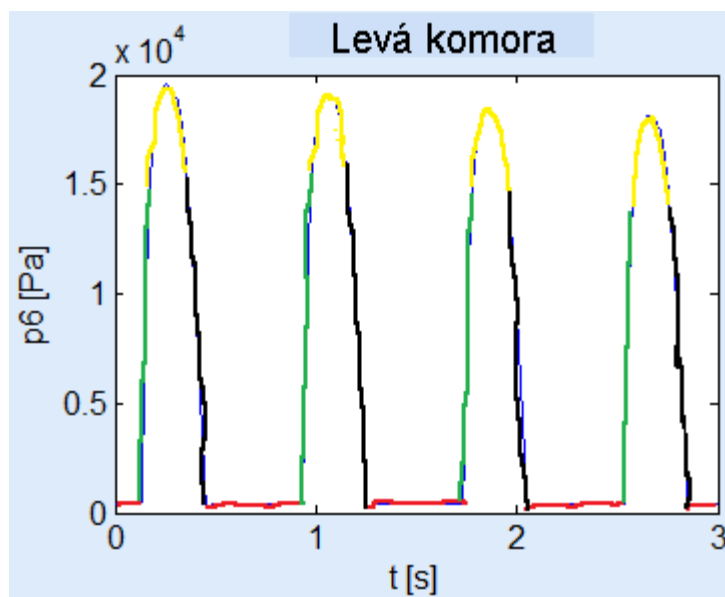
5.3.4 Výsledný graf levé komory

Graf 4 ukazuje průběh tlaku v časovém rozmezí tří sekund.



Graf 4: Graf závislosti tlaku levé srdeční komory na čase

Hodnota systolického tlaku v levé srdeční komoře se pohybuje do maximálních hodnot cca 23 000Pa (184mmHg). Je možné říci, že hodnota z výsledného grafu odpovídá hodnotě uvedené v odborné literatuře. Ta se pohybuje na konci diastoly do 1 600Pa (12,8mmHg) a v systole v rozmezí 13 300 – 20 000Pa (106,4 – 160mmHg). Odchyłka může být způsobena nepřesnými výpočty a také nedokonalostí modelu srdeční činnosti, která je v realitě mnohem složitější.



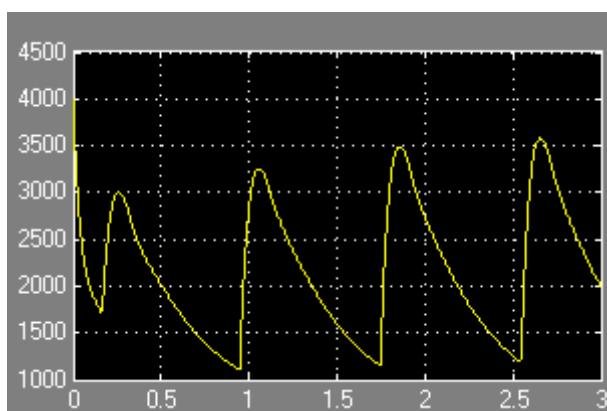
Obr. 43 Graf srdečního cyklu levé komory

Obrázek 41 odpovídá obrázku 40, kde je zobrazen také graf srdečního cyklu pravé komory. Rozdíl mezi pravou a levou komorou je v tom, že svalovina levé srdeční komory je mohutnější než pravé komory. Z toho důvodu jsou v levé komoře hodnoty tlaků a objemů vyšší. Srdeční cyklus je pro ob komory stejný. Červená barva odpovídá plnění komor krví. Zelená barva představuje izovolumickou kontrakci, kde tlak v komorách se rychle zvyšuje. Ejekční fáze je na obrázku znázorněna žlutou barvou, kde již v komorách klesá objem a v důsledku toho klesá i hodnota tlaku,

po tom co dosáhne svého maxima. Další fázi, která je zobrazena černou barvou, je izovolumická relaxace. Tlak v komorách prudce klesá a všechny chlopně jsou uzavřeny. [1]

5.3.5 Výsledný graf plicnice

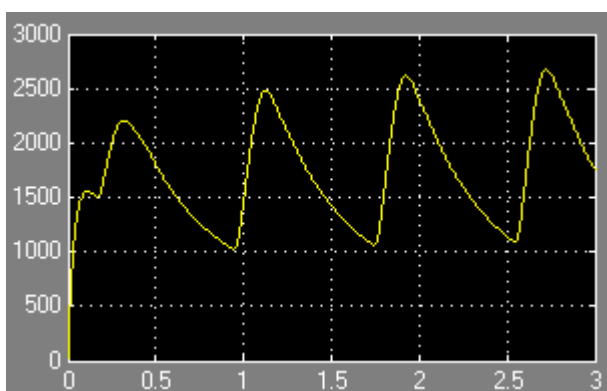
Graf 5 zobrazuje průběh tlaku v plicnici po dobu 3 sekund. Tlak v plicnici dosahuje maximálních (systolických) hodnot 4 000Pa, což odpovídá 32mmHg. V diastole tlak klesá na cca 1000Pa (8mmHg). Fyziologické hodnoty uváděné pro tento segment jsou 2 000 – 4000Pa (16 – 32mmHg) pro systolický tlak a 500 – 1600Pa (4 – 12,8mmHg) pro diastolický tlak. Výsledkem je, že vypočtené parametry tohoto segmentu odpovídají fyziologickým hodnotám.



Graf 5: Graf závislosti tlaku v plicnici na čase

5.3.6 Výsledný graf plicních tepen, kapilár a žil

Graf 6 znázorňuje průběh tlakových vln v časovém rozmezí tří sekund. Hodnota systolického tlaku se pohybuje kolem 2 500Pa, převedeno do hodnot v mmHg je to přibližně 20mmHg. Systolické hodnoty se pohybují na 1 000Pa, 8mmHg.



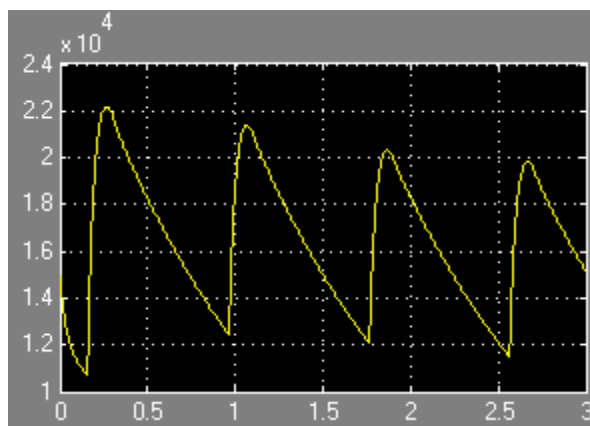
Graf 6: Graf závislosti tlaku v plicních kapilárách na čase

5.3.7 Výsledný graf aorty

Graf 7 zobrazuje průběh tlaku v aortě během doby trvání tří sekund. Hodnota systolického tlaku je 22 000Pa, což odpovídá hodnotě 176mmHg. Fyziologická hodnota systolického tlaku se pohybuje

v rozmezí 13 300 – 20 000Pa (106,4 – 160mmHg). Hodnoty uváděné v grafu se shodují s fyziologickými hodnotami.

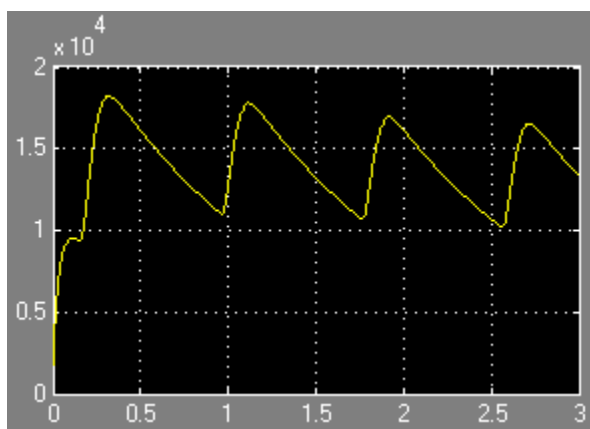
Průběh tlaku v aortě kopíruje hodnoty během systoly komor tlak v levé komoře. V okamžiku uzavření poloměščitých chlopní, tlak v aortě klesá na diastolickou hodnotu, která se pohybuje okolo 12 000Pa (96mmHg). Tato hodnota odpovídá fyziologické hodnotě, která se pohybuje v rozmezí 8 000 – 13 300Pa (64 – 106,4mmHg).



Graf 7: Graf závislosti tlaku v aortě na čase

5.3.8 Výsledný graf systémových tepen, kapilár a žil

Na grafu 8 je zobrazen průběh tlaku v systémových tepnách. Na ose x je hodnota času [t] a na ose y jsou vyobrazeny hodnoty průběhu tlaku [Pa] v těchto cévách. Maximální hodnoty tlaků se pohybují kolem 17 000Pa (136mmHg) a diastolické tlak dosahuje přibližně 11 000Pa (88mmHg).



Graf 8: Graf závislosti tlaku v systémových kapilárách na čase

6 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo namodelovat a analyzovat matematický model elektrofyziologického principu srdeční činnosti a pulzního modelu krevního oběhu. Model jsem vytvářela v programu Matlab v Simulinku. Uživatelské rozhraní pro ovládání modelu jsem vytvořila v prostředí GUI, které je také součástí programu Matlab.

Pomocí rovnic a vztahů pro výpočet elektrofyziologických parametrů jsem vytvořila model srdeční činnosti a pulzní model krevního oběhu. Hodnoty, které jsem vypočetla, jsem dosadila do modelu. Výsledkem simulace jsou grafy, na nichž je vykreslena závislost tlaku na čase v jednotlivých segmentech. Výsledné hodnoty v grafech jsem porovnávala s fyziologickými hodnotami a dá se říct, že kromě pravé síně, se hodnoty v grafech shodují s fyziologickými hodnotami.

Následně jsem v GUI vytvořila dvě uživatelská rozhraní, pomocí kterých lze měnit parametry v modelu.

Součástí práce jsou také dvě laboratorní úlohy. První úlohu jsem sestavila pro studenty prvních ročníků oboru biomedicínský technik. Pomocí uživatelského rozhraní mohou studenti měnit parametry modelu, aniž by museli otevírat model v simulinku. Studenti vypočítají dané veličiny, a sledují průběh výsledných křivek při změně těchto veličin. Druhou laboratorní úlohu budou vypracovávat studenti čtvrtých ročníků. Studenti pracují přímo s modelem v simulinku. Obsah zadání je obdobný jako u první laboratorní úlohy.

Seznam užité literatury:

- [1] ECK V. – RAZÍM M. Biokybernetika. 1996. 143 s. Kapitola 11, Pulzní model krevního oběhu, s. 93 – 100.
- [2] KITTNAR, Otomar a Mikuláš MLČEK. Atlas fyziologických regulací: 329 schémat. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 316 s. ISBN 978-80-247-2722-6.
- [3] Převodní systém srdeční. Fáze srdečního cyklu. Řízení srdeční činnosti. Inervace srdce. EKG. *Srdeční ozvy*[online]. 2006-06-01[cit. 2013-01-28]. Dostupné na:
<http://szskm3a.wbs.cz/somatologie/srdce__cevy/prevodni_system_srdecni.pdf>
- [4] *Srdeční činnost*[online]. 2013-03-24[cit. 2013-04-04]. Dostupné na: <<http://www.kardiochirurgie.cz/srdecni-cinnost>>
- [5] ŠIROKÝ, Michal. *Základy práce s programem simulink*[online]. 2010-07-13[cit. 2013-04-20]. Dostupné na:
<http://www.michalsiroky.com/control/materialy/simulink/navod_na_simulink.pdf>
- [6] [cit. 2013-04-20]. Dostupné na: <<http://mathworks.com/help/simulink/slref.html>>
- [7] FUCHSOVÁ, Jitka. *Tepny lidského těla*[online]. 2010-09--[cit. 2013-04-19]. Dostupné na:
<http://www.szymb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Tepny.pdf>

Seznam příloh

1. Laboratorní úloha pro studenty čtvrtých ročníků – česky
2. Laboratorní úloha pro studenty čtvrtých ročníků – anglicky
3. Protokol 1
4. Laboratorní úloha pro studenty prvních ročníků – česky
5. Laboratorní úloha pro studenty prvních ročníků – anglicky
6. Protokol 2